

Diplomová práce



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F3**

Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů

## Měření objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku

**Bc. Michaela Viktorínová**

Vedoucí: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Specializace: Lékařská technika

Květen 2024



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Viktorínová** Jméno: **Michaela** Osobní číslo: **516614**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**  
Specializace: **Lékařská technika**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Měření objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku**

Název diplomové práce anglicky:

**Measurement of Volume-Pressure Characteristics of Blood Pressure Cuffs**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou měření objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku a s možným vlivem těchto charakteristik na naměřené hodnoty krevního tlaku.
2. Navrhněte metodiku pro měření objemově-tlakových charakteristik manžet, připravte vhodný měřicí přípravek, proveďte měření objemově-tlakových charakteristik vybraných manžet a naměřená data zpracujte.
3. Diskutujte vliv parametrů manžety na naměřené hodnoty krevního tlaku.

Seznam doporučené literatury:

- [1] P. D. Baker, D. R. Westenskow and K. Kück, "Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 35, (3), pp. 271-278, 1997.
- [2] L. I. Bogatu, S. Turco, M. Mischi, J. Muehlsteff and P. Woerlee, "An Experimental Study on the Blood Pressure Cuff as a Transducer for Oscillometric Blood Pressure Measurements," in *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 70, pp. 1-11, 2021, Art no. 9501611, doi: 10.1109/TIM.2020.3023218.
- [3] Ogedegbe, G., Pickering, T.: Principles and techniques of blood pressure measurement. *Cardiology Clinics*, vol. 28, no. 4, pp. 571-586, 2010.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Jan Havlík, Ph.D. katedra teorie obvodů FEL**

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

Datum zadání diplomové práce: **02.02.2024**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2024**

Platnost zadání diplomové práce: **21.09.2025**

Ing. Jan Havlík, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

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

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.  
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



## Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu své diplomové práce, panu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D., za jeho odborné vedení, konzultace, trpělivost, vstřícnost a hlavně podnětné návrhy k práci.

Také bych chtěla poděkovat panu doc. Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D., za pomoc při měření, odborné diskuze a náměty týkající se praktické části této diplomové práce.

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, 24. května 2024

## Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá měřením a následnou analýzou V-p charakteristik a přenosových funkcí okluzivních manžet v kontextu neinvazivního měření krevního tlaku pomocí oscilometrické metody. V teoretické části je představena důležitost a princip měření krevního tlaku a příslušné matematické postupy potřebné pro analytickou část této práce. V části praktické je popsán zkoumaný soubor manžet, metodika měření a analýza získaných dat v MATLAB R2023b.

U V-p charakteristik se práce zaměřuje především na jejich tvar, reprodukovatelnost a vnější faktory ovlivňující výstup těchto měření. Při sledování impulzních odezev manžet byly zkoumány rozdíly jednak na zájmových hladinách tlaku, které se vyskytovaly v nafouknuté manžetě nasazené na papírovém tubuse představujícím fantom lidské paže, ale také bylo vyhodnoceno, zdali existují rozdíly při aplikaci dvou odlišně silných impulzů. Na základě impulzní odezvy byly zanalyzovány popisné parametry a část z nich poté byla užita k definici přenosové funkce manžety, ze které byly také následně vytvořeny amplitudová a fázová charakteristika.

Výsledná analýza naměřených dat ukázala, že nelineární tvar V-p charakteristiky manžet může ovlivnit výstupy oscilometrických měření. Závěry této práce tedy naznačují možnost zlepšení přesnosti a spolehlivosti oscilometrického měření krevního tlaku prostřednictvím lepšího pochopení přenosových funkcí manžet a jejich vazeb na fyziologické procesy v těle.

**Klíčová slova:** krevní tlak, okluzivní manžeta, oscilometrická metoda, přenosová charakteristika, objemově-tlakové křivky

**Vedoucí:** Ing. Jan Havlík, Ph.D.

## Abstract

This thesis deals with the measurement and subsequent analysis of V-P characteristics and transfer functions of occlusive cuffs in the context of non-invasive blood pressure measurement using an oscillometric method. The theoretical part introduces the importance and principle of blood pressure measurement and the relevant mathematical procedures required for the analysis. The practical part describes the set of cuffs, the measurement methodology and the analysis of the obtained data in MATLAB R2023b.

For V-P characteristics, the work focuses on their shape, reproducibility and external factors affecting the output of these measurements. Differences were investigated while examining the impulse response both at the pressure levels of interest, which occurred in an inflated cuff mounted on a paper tube representing a phantom human arm, but also whether there were differences when two differently strong impulses were applied. Based on the impulse response, the descriptive parameters were analyzed and part of them was used to define the transfer function of the cuff, from which the amplitude and phase characteristics were generated.

The resulting analysis showed that the nonlinear shape of the V-P characteristics might affect the oscillometric measurement outputs. Thus, the conclusions of this work suggest the possibility of improving the accuracy and reliability of oscillometric blood pressure measurements through a better understanding of the cuff transfer function and its relation to physiological processes in the body.

**Keywords:** blood pressure, occlusion cuff, oscillometric method, transfer characteristic, volume-pressure curves

**Title translation:** Measurement of Volume-Pressure Characteristics of Blood Pressure Cuffs

## Obsah

Úvod	1	<b>6 Metodika měření V-p charakteristik a impulzních odezev manžet</b>	<b>31</b>
<b>Část I</b>			
<b>Teoretická část</b>			
<b>1 Kardiovaskulární systém</b>	<b>5</b>	6.1 Základní sestava měřicího přípravku pro zaznamenání V-p charakteristik	31
1.1 Srdce	5	6.2 Průběh měření V-p charakteristik	32
1.2 Srdeční cyklus	5	6.3 Úpravy sestavy pro zaznamenání V-p charakteristik	32
1.2.1 Izovolumická napínací fáze	6	6.4 Měřicí přípravek pro zachycení impulzních odezev	33
1.2.2 Ejekční fáze	6	6.5 Zpracování dat V-p charakteristik	35
1.2.3 Izovolumická relaxace	7	6.6 Zpracování dat impulzních odezev	36
1.2.4 Plnicí fáze	7	<b>7 Výsledky jednotlivých měření</b>	<b>39</b>
1.3 Biomechanika krve	8	7.1 Reprodukovatelnost V-p charakteristik	39
1.4 Elastance a poddajnost cév	9	7.2 V-p charakteristiky	40
1.5 Krevní tlak	9	7.3 Impulzní odezvy	42
1.5.1 Systolický tlak	10	7.4 V-p charakteristiky a impulzní odezvy	44
1.5.2 Diastolický tlak	10	<b>8 Diskuze</b>	<b>49</b>
1.5.3 Střední arteriální tlak	10	<b>Závěr</b>	<b>53</b>
1.5.4 Pulzní tlak	11	<b>Seznam symbolů a seznam zkratk</b>	<b>55</b>
1.5.5 Faktory ovlivňující krevní tlak	11	<b>Bibliografie</b>	<b>59</b>
<b>2 Měření krevního tlaku</b>	<b>13</b>	<b>Přílohy</b>	
2.1 Historie měřících metod	13	<b>A Seznam odevzdaných složek se soubory</b>	<b>65</b>
2.2 Metody měření krevního tlaku	13	<b>B Výstupní grafy z měření V-p charakteristik</b>	<b>67</b>
2.2.1 Nepřímé metody	14	B.1 Reprodukovatelnost V-p charakteristik	67
2.2.2 Přímé metody	14	B.2 V-p charakteristiky (MATLAB)	69
<b>3 Oscilometrická metoda</b>	<b>15</b>	B.3 Reprezentativní V-p charakteristiky	72
3.1 Princip metody	15	B.4 V-p charakteristiky (druhé řešení)	75
3.2 Zpracování signálu	16	<b>C Výstupní parametry a Bodeho diagramy impulzních odezev</b>	<b>77</b>
3.3 Testování přesnosti	17	C.1 Výstupní parametry impulzních odezev	77
3.4 Chyby měření	17	C.2 Bodeho diagramy	82
3.5 Rozměry manžet	18		
<b>4 Fyzikální vlastnosti okluzivní manžety</b>	<b>19</b>		
4.1 Přenosová funkce a její limitace	19		
4.2 Matematický popis lineárního systému	20		
4.3 Frekvenční charakteristika systému	23		
4.4 Objemově-tlaková charakteristika	25		
<b>Část II</b>			
<b>Praktická část</b>			
<b>5 Soubor okluzivních manžet a fantom</b>	<b>29</b>		
5.1 Fantom	29		
5.2 Okluzivní manžety	30		

## Obrázky

1.1 P-V smyčka levé srdeční komory (upraveno) [11] .....	6	7.6 Bodeho diagram manžety Adult 11 Durable .....	44
1.2 Wiggersův diagram pro levou část srdce (upraveno) [11] .....	7	7.7 V-p charakteristiky manžety D9 Typ L(CL9) .....	45
1.3 Vlevo laminární a vpravo turbulentní proudění (upraveno) [18]	8	7.8 V-p charakteristiky manžety Type M-1 .....	45
1.4 Graf zobrazující klasifikaci krevních tlaků (upraveno) [4] .....	11	7.9 Bodeho diagram manžety D9 Typ L(CL9) .....	47
3.1 Zaznamenaná tlaková křivka získaná oscilometrickou metodou (upraveno) [17] .....	16	7.10 Bodeho diagram manžety Type M-1 .....	47
4.1 Příklady umístění pólů přenosové funkce [6] .....	21	B.1 V-p charakteristika manžety Adult 11 Durable .....	67
4.2 Ukázka z měření V-p charakteristiky manžety Adult 11 Durable .....	26	B.2 V-p charakteristika manžety boso	67
6.1 Měřicí přípravek pro zachycení V-p charakteristik manžet .....	31	B.3 V-p charakteristika manžety D9 Typ L(CL9) .....	68
6.2 Měřicí přípravek pro zachycení impulzních odezev .....	34	B.4 V-p charakteristika manžety Type M-1 .....	68
6.3 Měřicí přípravek před (vlevo) a po (vpravo) aplikaci impulzu .....	34	B.5 V-p charakteristika manžety VitalCheck (CVC4201) .....	68
6.4 Ukázka zkrácených V-p křivek manžety Adult 11 Durable .....	35	B.6 V-p charakteristiky manžety AC2232-03 .....	69
6.5 Ukázka grafu s podvzorkovanou křivkou V-p charakteristiky .....	36	B.7 V-p charakteristiky manžety boso (dětská) .....	69
6.6 Časové okénko s impulzní odezvou manžety .....	37	B.8 V-p charakteristiky manžety boso (nová, zn. 2) .....	70
6.7 Ukázka nalezených vrcholů zákmitů .....	37	B.9 V-p charakteristiky manžety Omron (HEM-CR19) .....	70
6.8 Ukázka Bodeho charakteristiky .	38	B.10 V-p charakteristiky manžety Omron (oběžní) .....	71
7.1 V-p charakteristika manžety NIBP UP .....	39	B.11 V-p charakteristiky manžety Type M-1 .....	71
7.2 V-p charakteristika manžety Accoson (adult, singlet) .....	40	B.12 Reprezentativní V-P charakteristika manžety AC2232-03 .....	72
7.3 V-p charakteristika manžety Adult 11 Durable .....	41	B.13 Reprezentativní V-P charakteristika manžety boso (dětská) .....	72
7.4 Reprezentativní V-P charakteristika manžety Adult 11 Durable) .....	42	B.14 Reprezentativní V-P charakteristika manžety boso (nová, zn. 2) .....	73
7.5 V-p charakteristika manžety Omron (HEM-CR19) .....	42	B.15 Reprezentativní V-P charakteristika manžety Omron (HEM-CR19) .....	73
		B.16 Reprezentativní V-P charakteristika manžety Omron (oběžní) .....	74



B.17 Reprezentativní V-P charakteristika manžety Type M-1 .....	74
B.18 V-p charakteristiky manžety boso (nová, zn. 2) .....	75
B.19 V-p charakteristiky manžety NIBP UP .....	75
C.1 Bodeho diagram manžety boso (nová, zn. 2) .....	82
C.2 Bodeho diagram manžety boso (nová, zn. 2) .....	82
C.3 Bodeho diagram manžety boso (nová, zn. 2) .....	83
C.4 Bodeho diagram manžety Omron (obézní) .....	83
C.5 Bodeho diagram manžety Omron (obézní) .....	84
C.6 Bodeho diagram manžety Omron (obézní) .....	84

## Tabulky

5.1 Rozměry fantomu .....	29
5.2 Zkoumané manžety .....	30
6.1 Parametry průtokoměru Aalborg XFM 07 .....	32
6.2 Parametry tlakového senzoru Honeywell .....	32
6.3 Výsledek testu těsnění .....	33
7.1 Parametry impulzní odezvy manžety Adult 11 Durable .....	43
7.2 Parametry impulzní odezvy manžety D9 Typ L(CL9) .....	46
7.3 Parametry impulzní odezvy manžety Type M-1 .....	46
C.1 Parametry impulzní odezvy manžety AC2232-03 .....	77
C.2 Parametry impulzní odezvy manžety Accoson (pre-measured) .	77
C.3 Parametry impulzní odezvy manžety boso (nová, zn. 2) .....	78
C.4 Parametry impulzní odezvy manžety NIBP UP (jedna vrstva) .	78
C.5 Parametry impulzní odezvy manžety NIBP UP (dvě vrstvy) ..	78
C.6 Parametry impulzní odezvy manžety Omron (HEM-CR19) ....	79
C.7 Parametry impulzní odezvy manžety Omron (HEM-CR24) ....	79
C.8 Parametry impulzní odezvy manžety Omron (HEM-CR24) (zn. 1) .....	79
C.9 Parametry impulzní odezvy manžety Omron (obézní) .....	80
C.10 Parametry impulzní odezvy manžety sphygmomanometer .....	80
C.11 Parametry impulzní odezvy manžety Type M-1 .....	80
C.12 Parametry impulzní odezvy manžety VitalCheck (CVC4201) ..	81





## Úvod

V klinické praxi se obzvláště v posledních letech stále častěji setkáváme s velmi důležitým parametrem kardiovaskulárního systému. Jedná se o krevní tlak. Tento dnes již velmi pozorně studovaný parametr hemodynamické soustavy dokáže lékařům poměrně intuitivně napomoci při posuzování zdravotního stavu pacienta.

K bližšímu studování tohoto parametru slouží systémy k měření krevního tlaku. Ty lze rozdělit do dvou skupin a to dle místa, kde dochází k měření. Během specializovaného zákroku v nemocnicích či klinikách se často využívá přímého měření krevního tlaku. V běžné praxi je však krevní tlak vyhodnocován nejčastěji nepřímo, tedy neinvazivními metodami. Velkou výhodou tohoto přístupu jsou nižší hygienické požadavky, menší časová náročnost celého procesu měření, malé náklady na provoz zařízení (pokud nebereme v úvahu pořizovací cenu přístroje) anebo pro většinu pacientů či uživatelů nejspíš největší pozitivum, bezbolestný a v libovolně zvolené době snadno opakovatelný průběh vyšetření.

Neinvazivní, automatické měření krevního tlaku je dnes často prováděno pomocí oscilometrické metody, jež pracuje na základě snímání oscilací na manžetě. Oscilace se projeví při napuštění a následném vypouštění vzduchu z manžety. Ta je po celou dobu měření nejčastěji umístěna na paži či zápěstí. Podle empirických znalostí jsou poté zachycené oscilace zpracovány a přepočítány na požadované parametry [2]. Avšak je potřeba být ostražitý, jelikož v krajních případech mohou nastat poměrně velké odchylky vypočítaných hodnot od hodnot skutečných. Mezi takové případy se obzvláště často řadí pacienti s hypotenzí a hypertenzí [34].

Cílem posledních studií je přiblížení interpretací onoho oscilometrického signálu pomocí nejrůznějších modelů a to jak po fyziologické tak i po mechanické stránce. Tyto modely se například zabývají procesem, při kterém pulzace v arteriích zapříčiňují dilataci stěn cévy a následně i povrchu paže v momentě, kdy je na povrch paže vyvíjen tlak manžety. Takto vyvíjený tlak ovlivňuje tzv. transmurální tlak skrze stěnu arterie. Pulzace vznikající činností změny objemu arterií se šíří přes tkáň paže a jsou snímány jako oscilace tlaku v manžetě. Právě lepší pochopení propojení celého systému a princip přenosu signálu za pomoci manžety umožní zpřesnění a zvýšení důvěryhodnosti této neinvazivní metody.





# Část I

## Teoretická část



# Kapitola 1

## Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém zajišťuje cirkulaci krve a tím i rychlý transport kyslíku a živin potřebných pro správné fungování buněk v organismu. Společně s živinami a kyslíkem je do buněk také přepravováno CO<sub>2</sub>. Stejný transport také využívají hormony s enzymy či metabolity, jenž jsou určené k vyloučení z tělesného oběhu [35].

Celý systém je zajištěn soustavou cév, kterými proudí již zmíněná krev. Aby skutečně proudila, je na cévy napojeno srdce, které krev pohání a zastupuje tím tak funkci čerpadla. Cévní systém je rozdělen na dva oběhy, systémový (velký krevní oběh) a plicní (malý krevní oběh).

### 1.1 Srdce

Srdce tvoří celkem čtyři dutiny. Dvě srdeční síně zastávají funkci plnění komor, tedy druhé dvojice dutin, na které navazují. Komory poté pumpují dostatečné množství krve do oběhu. Pár síní a komora tvoří pravou či levou polovinu srdce a obě poloviny pracují synchronně.

Oddělení jednotlivých dutin zprostředkovávají chlopně. Tyto ventily zajišťují, aby tok krve byl vždy pouze jednosměrný.

Systémový oběh je skrz levou síň a levou komoru naplňován okysličenou krví z plic. Naopak plicní oběh obstarává pravá polovina srdce. Oba oběhy jsou pomocí cév zapojeny sériově, systémový oběh se navíc skládá z paralelně zapojených okruhů vyživujících jednotlivé orgány a tkáně. Každý den srdce přečerpá okolo 7000 litrů krve v cévním systému délky cca 100 km [3, 19].

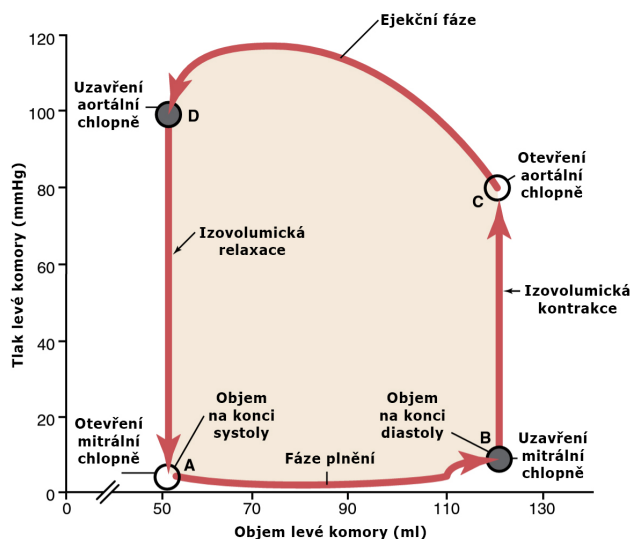
### 1.2 Srdeční cyklus

Jeden celý srdeční cyklus je popsán srdeční revolucí, jež je tvořena pravidelným střídáním systolické a diastolické fáze. Během diastoly dochází k plnění zrelaxovaných síní a komor a v průběhu systoly dojde k vypuzení krve ze srdce do krevního řečiště. Na konci jedné srdeční revoluce nastává začátek další, celý cyklus se tedy neustále opakuje [3, 24].

Obě fáze lze rozdělit podrobněji do jednotlivých podfází podle tlakových či objemových změn v srdci. Buď je viditelná změna objemu krve při minimální

změně tlaku anebo dochází k výrazné změně tlaku za téměř konstantního objemu krve [19, 24].

Délka jedné srdeční revoluce je za běžných podmínek kratší než jedna vteřina, přičemž diastolická fáze je delší než systolická fáze. Výjimku nicméně představuje stav se zvýšenou srdeční frekvencí, kdy se průběh diastoly zkrátí, jelikož srdce je plněno menším objemem krve [24].



Obrázek 1.1: P-V smyčka levé srdeční komory (upraveno) [11]

### 1.2.1 Izovolumická napínací fáze

Samotný začátek systoly je spojen s izovolumickou kontrakcí, kdy tlak v obou komorách je po rychlém nárůstu vyšší než v síních. To způsobí obrácení gradientu toku krve a uzavření trikuspidální a mitrální chlopně, což se slyšitelně projeví jako systolická ozva. Tlak v komorách je však nižší než v arteriích, proto poloměsitě chlopně zůstávají uzavřeny. Jelikož jsou všechny chlopně uzavřeny, objem krve v komorách je neměnný, avšak tlak kontrakcí srdeční svaloviny roste. V momentě, kdy se dostane na hranici tlaku v aortě (pro levou komoru cca 80 mmHg a pro pravou komoru cca 10 mmHg), izovolumická fáze končí. Tlak v arteriích odpovídá hodnotě diastolického tlaku [19, 24].

### 1.2.2 Ejekční fáze

Cyklus s dalším navyšováním tlaku postupně přechází do závěrečné části systoly označené jako fáze ejekční, ve které dochází k převýšení diastolického tlaku ve velkých arteriích, důsledkem čehož je otevření pulmonální a aortální chlopně a vypuzení krve z komor do tepen obou oběhů. Přechodné zvýšení tlaku vyvolá v aortě tlakový pulz [19, 24].

Pokud vypuzený objem dáme do poměru s objemem komory v izovolumické fázi, získáme ukazatel kontraktility komor, tzv. ejekční frakci [8].



Tlak levé komory během ejekční fáze roste na 120 mmHg, v pravé komoře na 25 mmHg a jeho nejvyšší hodnota je značena jako systolický tlak. Za polovinou této fáze začíná tlak v komorách klesat [19].

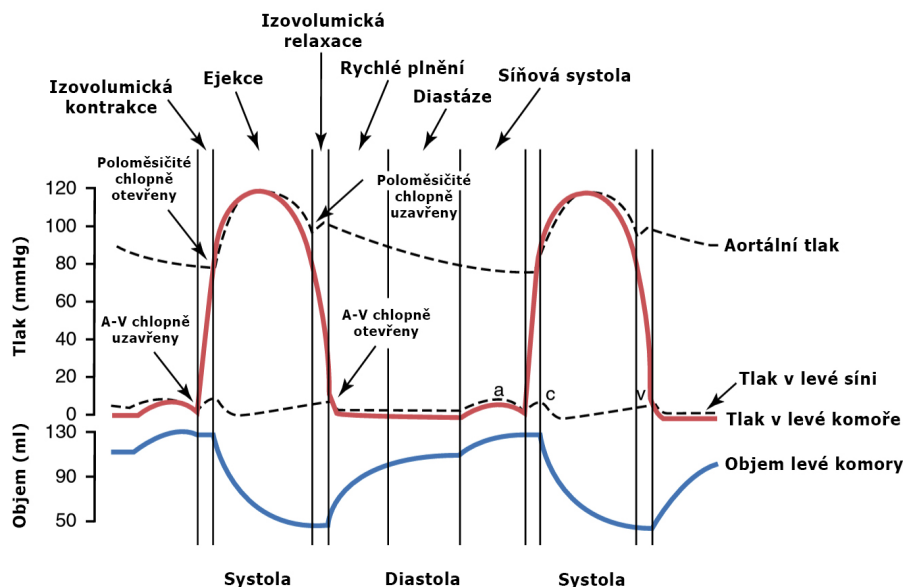
### 1.2.3 Izovolumická relaxace

Konec systoly je spojený s rychlým poklesem tlaku v komorách (v důsledku relaxace svaloviny komor) a v podstatě simultánním uzavřením pulmonální a aortální chlopně, což značí začátek izovolumické relaxace. Podobá se systole, jelikož začíná v bodě, kdy všechny srdeční chlopně jsou uzavřené a objem krve je opět neměnný. Tlak klesá až do bodu, kdy je nižší než tlak v síních, poté se otevírají mitrální chlopeň s trikuspidální chlopní a komory se opět plní krví [19, 24].

### 1.2.4 Plnicí fáze

V jejím průběhu jsou komory podtlakově plněny krví. Nejdříve jsou komory plněny velmi svižně pomocí nashromážděné krve v síních, po chvíli však tok zpomaluje. Nitrokomorový tlak je v této fázi blízký nulovým hodnotám, avšak při plnění začne mírně stoupat [19].

Velmi důležitou součástí celého cyklu je aorta. Jedná se o největší a nejdelší tepnu v těle, která má za úkol transport okysličené krve ze srdce do celého organismu. Lze ji připodobnit elastické komoře, kdy elasticita slouží k přenosu pulzujícího toku ze srdce na téměř ustálený tok krve do periferií [15, 16].



Obrázek 1.2: Wiggersův diagram pro levou část srdce (upraveno) [11]

### 1.3 Biomechanika krve

Jelikož na každého jedince působí jednotlivé vlivy odlišně, proto biomechaniku kapalin, respektive krve, můžeme pouze aproximovat fyzikálními zákony. Při využívání okluzivních manžet v rámci neinvazivního měření tlaku krve se zcela nevyhnutelně setkáme také s pojmy laminární a turbulentní proudění kapaliny, specificky v našem případě se bude jednat o proudění krve.

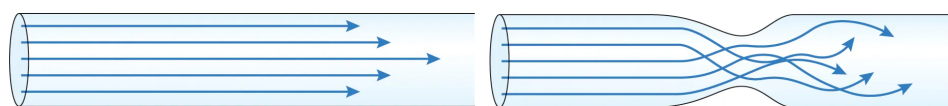
Rychlost proudění této kapaliny je největší v ose trubice, kterou proudí, a nejmenší naopak u stěn této trubice. Je zaveden pojem střední rychlost proudu. Ten definuje rychlost tekutiny tekoucí v celém průřezu stejnou rychlostí tak, že za jednotku času proteče průřezem trubice stejné množství kapaliny, jako by protéklo ve skutečnosti. V momentě, kdy tato střední rychlost je pod hraniční hodnotou rychlosti a během proudění jsou všechny proudnice rovnoběžné s osou trubice, jedná se o laminární proudění [19, 32]. Tento typ proudění navíc vykazuje parabolickou čelní frontu [23].

Hraniční hodnota rychlosti je závislá na viskozitě a poloměru trubice. Klesá-li poloměr, mezní hodnota roste. Pokud se rychlost tekutiny začne nepravidelně měnit, jak ve smyslu velikosti, tak i směru, jedná se o turbulentní proudění. Proudnice již nejsou rovnoběžné po celé své délce, ale začínají vznikat oblasti vírů. O jaký druh proudění v cylindrické trubici se jedná, rozhoduje bezrozměrná veličina, tzv. Reynoldsovo číslo  $R$

$$R = \frac{d \cdot \rho \cdot v}{\eta}, \quad (1.1)$$

kde  $d$  je průměr trubice [m],  $\rho$  je hustota kapaliny (pro krev  $\rho = 1060 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ),  $v$  je střední rychlost kapaliny [ $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ] a  $\eta$  značí viskozitu (průměrná hodnota viskozity krve je  $\eta = 4 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ , nicméně  $\eta$  se zvyšuje s poklesem rychlosti proudící krve, a proto je v kapilárách vyšší než v arteriích) [11, 32].

Experimentální pozorování stanovily, že laminární proud se vyskytuje do hodnoty  $R < 2300$  a turbulentní proud lze sledovat od hodnoty  $R > 2900$  [30].



**Obrázek 1.3:** Vlevo laminární a vpravo turbulentní proudění (upraveno) [18]

Za běžných fyziologických podmínek je tok krve laminární. Pro vznik turbulentního proudění jsou ideální podmínky v oblouku aorty a v místě plicní tepny. Během vypuzení krve ze srdečních komor dochází ke zvýšení Reynoldsova čísla v důsledku vysoké rychlosti vypuzené krve a širokého průřezu řečiště. K nárůstu  $R$  dojde také ve velkých arteriích nebo také při anémii vzhledem k nízké viskozitě krve. Turbulentní proudění je daleko více náročnější na srdce a stěny cév [11].

## 1.4 Elastance a poddajnost cév

Elastance  $E$ , v literatuře také označována jako tuhost, vyjadřuje jak se v čase mění tuhost komory při jednotlivých fázích srdečního cyklu. Je definována jako

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V}, \quad (1.2)$$

kde  $\Delta p$  značí změnu tlaku a  $\Delta V$  zase změnu objemu [32].

Elastance je též často vyjádřena jako převrácená hodnota, tedy poddajnost  $C$  (anglicky compliance) cév. Jedná se o schopnost cév s větší elasticitou deformovat se a měnit svůj objem na základě proměnného tlaku krve. Čím více je tedy céva schopná se roztáhnout, tím více je poddajnější. Vztah mezi elasticitou a poddajností je upraven do podoby

$$C = \frac{1}{E} = \frac{\Delta V}{\Delta p}, \quad (1.3)$$

kde význam členů je stejný jako v rovnici 1.2 [11].

## 1.5 Krevní tlak

Krevní tlak je veličina, která velmi spolehlivě funguje jako indikátor stavu kardiovaskulárního systému. Právě díky činnosti srdce, jež byla přiblížena v sekci 1.1, hodnota krevního tlaku kolísá mezi systolickým a diastolickým tlakem.

Je potřeba si uvědomit, že i samotný průběh tlakové křivky může nést stěžejní informace o stavu organismu. Dále již zmíněný průběh tlakové křivky je odlišný v každé části našeho těla. Například ve velkých cévách nastává superpozice tlakových pulzů srdce a odrazů tlakové vlny [25].

Fyziologicky nejvyšší hodnoty krevního tlaku naměříme při fyzické zátěži a naopak nejnižší hodnoty se vyskytují v průběhu spánku. Odchytky od fyziologických hodnot tlaku mohou indikovat hypertenzní nemoci, poškození některých orgánů či hormonální změny.

Organismus reguluje krevní tlak změnou tuhosti velkých arterií či změnou průměru arterií. Celý systém je ovládán podvědomě pomocí autonomního nervového systému, případně hormony, jež působí na svalovinu stěn cév [19, 24, 32].

Hodnota krevního tlaku je zapisována jako dvě čísla oddělená lomítkem, první značí systolický tlak a druhé diastolický tlak. Hodnota je vyjadřována v torrech, tj. v milimetrech rtuťového sloupce. Tlak o hodnotě 1 torr je roven hydrostatickému tlaku, jež je vyvolán vahou 1 mm vysokého sloupce rtuti [11, 24]

$$1 \text{ torr} = 1 \text{ mmHg} \approx 133,322 \text{ Pa}. \quad (1.4)$$

Sloupec rtuti o výšce 760 mm je ekvivalentní 1 atm (atmosférickému tlaku) a tedy i 101325 Pa. Při převodu hodnoty v torrech na hodnotu v pascálech lze využít následující vztah

$$1 \text{ torr} = \frac{101325}{760} \text{ Pa} \approx 133,322 \text{ Pa.} \quad (1.5)$$

Uvedený vztah lze také odvodit pomocí hydrostatického tlaku kapaliny dle

$$p = h \cdot \rho \cdot g, \quad (1.6)$$

kde  $h$  je výška hladiny,  $\rho$  je hustota kapaliny a  $g$  tíhového zrychlení. Pro hydrostatický tlak sloupce rtuti o výšce 1 mm by se rovnice upravila následovně [29]

$$p = 10^{-3} \cdot 13595,1 \cdot 9,81 = 133,322 \text{ Pa.} \quad (1.7)$$

### ■ 1.5.1 Systolický tlak

Systolický tlak je maximální dosažený tlak v arteriích během srdečního cyklu. S věkem se jeho hodnota postupně zvyšuje. U dětí jsou typické hodnoty mezi 75 až 80 mmHg, u mládeže v rozmezí 110 až 120 mmHg a v dospělosti 115 až 172 mmHg [11, 19, 32].

### ■ 1.5.2 Diastolický tlak

Na rozdíl od tlaku systolického, tlak diastolický slouží k označení minimální hodnoty tlaku v průběhu srdečního cyklu. Jeho hodnota také vypovídá o periferním odporu. Nepodléhá tolik přechodným vlivům jako systolický tlak. Fyziologická hodnota není vyšší jak 95 mmHg [11, 19, 32].

### ■ 1.5.3 Střední arteriální tlak

Střední arteriální tlak vyjadřuje průměrnou hodnotu tlaku za celou dobu srdeční akce. Objektivně tak hodnotí schopnost srdce prokrvovat organismus. Tato hodnota se díky postupnému stárnutí cévního systému s věkem mění [11, 19, 32].

Jestliže jsou známy hodnoty systolického a diastolického tlaku, můžeme z nich stanovit střední arteriální tlak  $MP$  dle

$$MP \approx \frac{1}{3}SP + \frac{2}{3}DP, \quad (1.8)$$

kde  $SP$  je systolický tlak a  $DP$  tlak diastolický [19, 32]. Je nutné zdůraznit, že výpočet za pomoci diskretních hodnot je nepřesný a je ho potřeba vnímat spíše jako hrubý odhad. Daleko vhodnější variantou je integrace spojitého průběhu krevního tlaku v čase [38]

$$MP = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} p(t) dt. \quad (1.9)$$

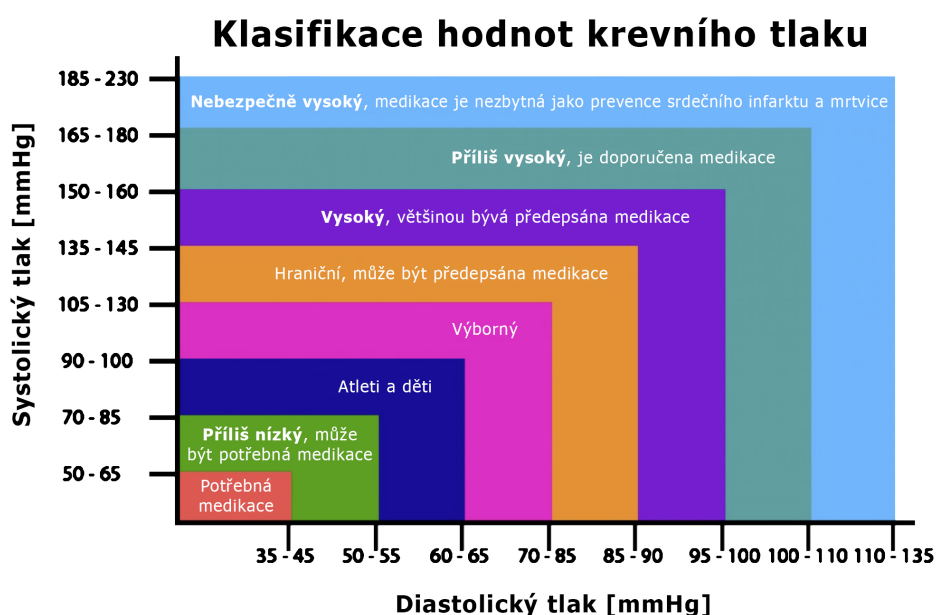
Jelikož fáze diastoly trvá déle než fáze systoly,  $MP$  se blíží hodnotě  $DP$ . Dále je  $MP$  také ovlivněn srdeční frekvencí. Fyziologicky by se měl  $MP$  pohybovat okolo 90 mmHg [32].

### 1.5.4 Pulzní tlak

Pulzní tlak, též se v literatuře můžeme setkat s termínem tlaková amplituda či tepový tlak, značíme jako  $PP$ . Lze ho vypočítat jako rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem [14]

$$PP = SP - DP. \quad (1.10)$$

$PP$  je dán poddajností stěn cév a velikostí systolického objemu. Vyšší poddajnost  $PP$  snižuje, naopak větší systolický objem má za účinek jeho navýšení [14].



Obrázek 1.4: Graf zobrazující klasifikaci krevních tlaků (upraveno) [4]

### 1.5.5 Faktory ovlivňující krevní tlak

Faktorů, jenž ovlivňují tlak krve je spousta, může se jednat o důsledek nemoci, užívaných léků, psychického stavu jedince (stres zvyšuje srdeční výdej a tedy i krevní tlak), životní styl, vliv okolního prostředí, denní doba i samotná poloha, při které je tlak měřen. Také místo na těle, kde vykonáváme měření, ovlivní výsledky (například hodnota tlaku vleže bude nižší než ve stoje) [14, 35].

Jak již bylo zmíněno v úvodu sekce 1.5, krátkodobě dokáže ovlivnit hodnotu krevního tlaku také fyzická zátěž s pohybem anebo také teplota. Pokud tělesná teplota stoupá, cévy mají tendenci se dilatovat, což způsobí snížení periferního odporu, což sníží krevní tlak. V opačném případě nastane vazokonstrikce cév a krevní tlak vzroste. Tato myšlenka tak koreluje i s faktem, jenž říká, že v průběhu zimního období jsou hodnoty krevního tlaku dlouhodobě vyšší. Důsledkem zmíněného tak je daleko vyšší incidence kardiovaskulárních příhod

v zimních měsících. V případě krvácivého poranění tlak krve klesá v důsledku krevní ztráty a tedy i zmenšení objemu krve v oběhu [9]. Mezi neovlivnitelné faktory můžeme dále zařadit také věk a pohlaví (ženy mají krevní tlak všeobecně nižší vlivem ženských hormonů) [32].

## Kapitola 2

### Měření krevního tlaku

#### 2.1 Historie měřících metod

První historicky dochovaný záznam o měření krevního tlaku pochází z roku 1727 od reverenda Stephena Halse. Hales zavedl skleněnou trubičku přímo do arterie koně, to mu umožnilo pozorovat stoupání a klesání hladiny krve v trubičce. Závěrem pokusu bylo, že změna hladiny musí být způsobena kolísáním tlaku. Tato technika však byla zcela nevhodná pro použití na lidech vzhledem ke svému invazivnímu charakteru a také faktu, že pokusní koně na konci pokusu pokaždé zemřeli [12].

První pokusy o neinvazivní měření krevního tlaku na lidech představil v roce 1855 Karl von Vierordt. Jeho metoda využívala závaží ke stlačení tepen, nicméně celá konstrukce byla velmi obtížně použitelná a velmi nepřesná. Konstrukci v roce 1860 zdokonalil Étienne Jules Marey, který nahradil systém protizávaží komorou naplněnou vodou, přidal sfygmograf k záznamu pulzu a manometr k záznamu krevního tlaku [12].

Prvenství v prvním zaznamenaném přímém měření z roku 1856 je připisováno francouzskému chirurgu Faivremu. Připojením brachiální a femorální tepny pacienta ke rtuťovému manometru zaznamenával krevní tlak [12].

#### 2.2 Metody měření krevního tlaku

Jak již bylo naznačeno v 2.1 dělíme metody měření krevního tlaku do dvou skupin na základě umístění snímače měřícího přístroje. Měření může být přímé (invazivní) nebo nepřímé (neinvazivní).

V běžné praxi se setkáváme s oběma metodami, avšak pro svou jednoduchost je používanější metoda nepřímá. Spousta výrobců tak v dnešní době nabízí zcela běžně různé typy domácích měřičů krevního tlaku založené na oscilometrické metodě.

Měření krevního tlaku můžeme rozdělit podle místa měření ještě podrobněji na centrální × periferní, arteriální × venózní, či velmi detailní měření z plicnice anebo jednotlivých srdečních oblastí. Venózní krevní tlak lze měřit pouze invazivně v cévách (chirurgicky), proto máme s měřením krevního tlaku spíše spojeno měření tlaku arteriálního neinvazivně na perifériích těla [37, 23].

### ■ 2.2.1 Nepřímé metody

U neinvazivního typu měření je typickou součástí měřicího přístroje nafukovací manžeta, která má za úkol omezit průtok krve v místě končetiny, kde měříme. Velkou výhodou těchto metod je, že nezasahujeme do krevního řečiště [37, 23]. Dle [28] můžeme mezi neinvazivní metody například zařadit

- oscilometrickou metodu,
- auskultační metodu,
- snímání pulsových vln,
- pletysmografii,
- metodu impedanční reografie,
- ultrazvukovou metodu.

Aby došlo k co nejpřesnějšímu neinvazivnímu určení centrálního tlaku, který je možné měřit pouze invazivně, snažíme se umístit nafukovací manžetu co nejbližší k srdci, nejlépe aby byla i ve stejné výšce se srdcem. Ideální se proto zdá místo na levé paži, kde se nachází brachiální tepna. Nejen nesprávné umístění manžety, ale i špatný výběr její velikosti dokáže zkreslit naměřené výsledky [37].

Měření krevního tlaku v ordinaci, případně v domácnosti, se provádí u pacienta, který sedí v naprostém klidu alespoň pár minut. Právě mezi dalšími častými chybami ovlivňující výsledky bývá fyzická aktivita prováděná těsně před procesem měření či stres pacienta [14].

### ■ 2.2.2 Přímé metody

Oproti metodám nepřímým, jsou přímé metody invazivní, tedy zasahující do těla pacienta, a to právě díky snímači, který je pomocí katetru a nejčastěji punkcí cévy spojen s krevním řečištěm pacienta. Obdobně jako u nepřímých metod, tak i zde můžeme měřit v periferních oblastech těla, ale navíc i přímo v centrálních částech organismu [35].

Jak již bylo zmíněno, tento druh metod využívá ke spojení s cévami různě modifikovaný katetr. Příkladem přímých metod tak může být [35]:

- Metoda využívající katetr vyplněný tekutinou.
- Metoda využívající katetr se snímačem na hrotu.

Je potřeba zmínit, že s výše zmíněnými invazivními metodami se pojí jistá rizika pro pacienta, např. vznik infekce v důsledku punkce. Nicméně tento typ měření je považován za nejpřesnější a dokonce je doporučovaný pro pacienty trpící výraznou obezitou či arytmií [29].



## Kapitola 3

### Oscilometrická metoda

Oscilometrická metoda je dnes jednou z nejčastěji užívaných metod měření krevního tlaku. Drtivá většina domácích tonometrů je založena na tomto principu měření. Pomocí nejrůznějších algoritmů na zpracování nasnímaného signálu se jedná o zcela automatizovanou metodu, a tudíž proces měření je schopný provést i naprostý laik. Díky jednoduché obsluze měřicího přístroje se s ní také můžeme setkat v běžném vybavení monitorovacích metod pacientů na lůžku.

Metoda na rozdíl od auskultačního měření nesnímá zvukové ozvy, ale měří vibrace arteriální stěny, jež se projevují jako oscilace manžety. Proto nejsou výsledky ovlivněny okolním hlukem [28, 29].

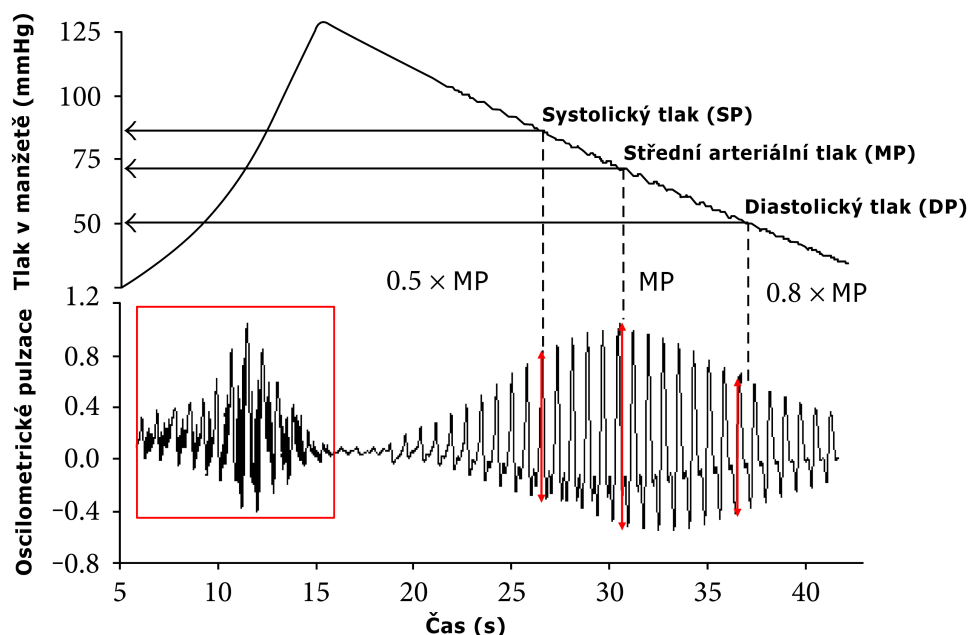
#### 3.1 Princip metody

Nejprve je manžeta nasazena na horní končetinu a to do výše srovnatelné se srdcem. Poté je nafouknuta, čímž dojde k prudkému vzrůstu tlaku v manžetě. Je žádoucí, aby tlak v ní vzrostl na cca 180 mmHg, tato hodnota by měla být dostatečně vysoko nad hodnotou tlaku systolického. Při hodnotě tohoto tlaku je průtok krve tepnou dočasně zastaven. Následně dojde k pozvolnému upouštění vzduchu z manžety a tedy i snížení tlaku, čímž začne opět postupně proudit krev přes stlačenou brachiální tepnu. V tomto momentě začnou také vznikat vibrace nebo-li pulzní oscilace tepenní stěny, které jsou přenášeny na manžetu. Vznik oscilací je spojován se změnou typu průtoku krve z původně laminárního na turbulentní v důsledku deformace dané oblasti arterie nafouknutou manžetou. Intenzita oscilací bude postupně stoupat, až dosáhne maxima své amplitudy [35]. Amplituda pulzací závisí na rozdílu tlaku uvnitř a vně tepny, tento rozdíl označujeme za tzv. transmuraní tlak [5]. Při dalším pokračování vypouštění vzduchu z manžety oscilace opět poklesnou, až následně zcela vymizí [37].

Oscilace jsou při vypouštění manžety snímány senzorem, například tenzometrem. Přístroj tak při vypouštění průběžně zaznamenává křivku tlaku v manžetě, na kterou jsou superponovány pulsní oscilace o velikosti jednotek mmHg, které vznikají po obnovení průtoku krve. Získaná křivka je následně vyhodnocována algoritmem [28, 35].

Manžeta může být nafukována ručně pomocí pumpovacího balónku či

automatizovaně za pomoci integrované vzduchové pumpy. Dále je k manžetě připojen tlakový snímač s A/D převodníkem a filtrem. Manžeta je během měření upouštěna konstantní rychlostí a to v rozmezí 2 až 3 mmHg · s<sup>-1</sup> [29, 35].



**Obrázek 3.1:** Zaznamenaná tlaková křivka získaná oscilometrickou metodou (upraveno) [17]

## 3.2 Zpracování signálu

Nasnímaný signál je nejdříve upraven příslušnými filtry a z něj je poté interpolací vytvořena obálka. Samotné hodnoty systolického a diastolického tlaku jsou určeny dle empiricky stanovených pravidel [28, 35].

Často se můžeme setkat s tzv. Maximum Amplitude Algoritmem (MAA), který vychází z nejvyšší amplitudy superponovaných pulsních oscilací. Tyto hodnoty korespondují se středním tlakem *MP*. Systolický tlak *SP* a diastolický tlak *DP* je stanoven jako poměr vztažený vůči maximální amplitudě (pro systolický tlak se rozmezí pohybuje v hodnotách 52 % až 59 % hodnoty středního tlaku a pro diastolický tlak je rozsah přibližně 70 % až 85 %). Z těchto velkých rozsahů je zřejmé, že při zvolení algoritmu s fixní hodnotou systolického či diastolického tlaku, mohou vznikat zavádějící výsledky měření, jelikož vše je ovlivněno velikostí pulzního tlaku a poddajností samotných arterií [37, 14, 28]. Jako další limitaci přesnosti lze také uvést tepovou frekvenci. Pokud se nepohybuje ve zcela standardních hodnotách, taková měření mohou mít odchylku i o 10 mmHg [14, 25].

Dalším možným způsobem zpracování naměřeného signálu je provedení derivace vytvořené obálky signálu. Systolický tlak se nachází v místě, kde je

maximum derivace průběhu oscilací. Naopak minimum první derivace obálky odpovídá hodnotě diastolického tlaku. Střední tlak lze nalézt v místě s nulovou derivací obálky. Algoritmy využívající výše popsany způsob vyhodnocování dosahovaly spolehlivějších výsledků, obzvláště při vyšší tepové frekvenci [28, 29, 35].

Ve výjimečných případech, kdy obálka signálu není zcela doměřena, většina přístrojů měření automaticky opakuje. Důvodem takové chyby může být, že tlak v manžetě nepřesáhl systolický tlak a oscilace tak byly detekovány hned od počátku spuštění měření. Při opakování měření je tak zajištěno, aby manžeta byla více nafouknuta a její tlak se tedy zvýšil.

### 3.3 Testování přesnosti

Tonometry uvedené na trh jsou dnes běžně zkoumány pomocí klinických zkoušek, standardů či protokolů. Avšak pokusy o validaci těchto přístrojů začaly již roku 1987, kdy vydala americká společnost AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) dokument o klinických validačních postupech pro automatické měřiče tlaku. Tento dokument byl v USA následně uznávaný jako národní norma. Protokol byl postupem let celkem dvakrát revidován [31].

Roku 1990 vytvořila další validační protokol společnost BHS (British Hypertension Society), který byl taktéž později revidován. V Evropě byly poté představeny ještě další protokoly například od DHL (Deutsche Hochdruckliga) či ESH (European Society of Hypertension) [31].

Poslední snahou o vytvoření univerzálního jednotného protokolu pro validaci monitorů tlaku je kolaborace z roku 2018 společností AAMI/ESH/ISO.

Například protokol BHS porovnává, jak přesně se měření shoduje se standardem v podobě rtuťového tlakoměru. Pokud přístroj měří 60 % měření do 5 mmHg, 85 % do 10 mmHg a 95 % do 15 mmHg je označen známkou A. Nižší stupně známek (nejnižší D) jsou uděleny dle méně přísných pravidel. Zvláště je hodnocena přesnost měření systolického tlaku a zvláště také přesnost určení diastolického tlaku. Závěrečná známka je tvořena výsledky obou přesností ve tvaru X/Y. Pokud je výstupní známka horší jak B/B, přístroj není doporučen k užívání v běžné praxi [10].

### 3.4 Chyby měření

Velkou výhodou oscilometrické metody je, že oproti auskultačnímu měření krevního tlaku není náchylná na hluk v okolí [29]. Na druhou stranu přesnost měření u oscilometrické metody je nejvíce ovlivnitelné výskytem pohybových artefaktů či při nedodržení svalového klidu. Dále se mezi častými chybami vyskytuje příliš rychlé upouštění vzduchu z manžety a tedy rychlý pokles tlaku v ní, což znemožní přesné odečtení hodnoty oscilací. Jak již bylo zmíněno výše, špatně nasazená manžeta může být také významným zdrojem chyb [21]. Správná poloha manžety je na povrchu naznačena pomocí proužku nad

středem elastického měchýře, který se nachází uvnitř manžety a který by se v ideálním případě měl nacházet přesně nad zaškrcovanou cévou.

### 3.5 Rozměry manžet

Studie [27] se v jedné své části také věnuje úvaze o rozměrech okluzivních manžet. Řeší, že v době svého vydání neexistoval napříč lékařským oborem uznávaný konsensus vztahující se k správnému stanovení těchto rozměrů v závislosti na velikosti paže, na kterou je manžeta nasazena.

Dále [27] uvádí, že například The British Hypertension Society doporučuje standardní manžetu s měchýřem o rozměrech  $12 \times 26$  cm pro většinu dospělé populace, větší manžetu s měchýřem o rozměrech  $12 \times 40$  cm pro obézní jedince a malou manžetu s měchýřem o rozměrech  $12 \times 18$  cm pro velmi štíhlé ruce dospělých jedinců a dětí. Lze si povšimnout, že je pro všechny typy paží doporučována jedna šířka.

Naproti tomu American Heart Association doporučuje používat pravidlo  $40\% \times 80\%$ . Pravidlo v překladu říká, že měchýř uvnitř manžety by měl přinejmenším mít  $40\%$  šíře a  $80\%$  délky obvodu paže. Proto také doporučuje čtyři typy různých manžet

- malou manžetu s rozměry vnitřního měchýře  $10 \times 24$  cm pro obvod paže v rozmezí 22–26 cm pro dospělé jedince,
- střední manžetu s rozměry vnitřního měchýře  $13 \times 30$  cm pro obvod paže v rozmezí 27–34 cm pro dospělé jedince,
- velkou manžetu s rozměry vnitřního měchýře  $16 \times 38$  cm pro obvod paže v rozmezí 35–44 cm pro dospělé jedince,
- stehenní manžetu s rozměry vnitřního měchýře  $20 \times 42$  cm pro obvod v rozmezí 45–52 cm pro dospělé jedince.

V případě hraniční hodnoty má být raději použita manžeta delší/větší [26, 27].

## Kapitola 4

### Fyzikální vlastnosti okluzivní manžety

Jak již bylo popsáno v kapitole 3.1 neinvazivní, automatické měření krevního tlaku je založeno na oscilometrickém přístupu. Ten využívá vzduchem plněnou okluzivní manžetu nasazenou na horní končetinu. Samotný záznam poté pochází ze senzoru napojeného na trubičku, která přivádí vzduch do manžety.

Hodnoty krevního tlaku byly zpočátku ze záznamu určovány dle empiricky stanovených pravidel. Tato pravidla říkala, že určité poměry amplitud oscilací tlaků v manžetě vztažené vůči maximální amplitudě těchto tlaků odpovídají referenčním klinickým měřením prováděným invazivně [2]. Je nutné podotknout, že stanovené hodnoty dosahovaly u pacientů trpících hypotenzí či hypertenzí velmi vysokých odchylek [34].

Jelikož nepřesná diagnóza výše krevního tlaku může mít obzvláště ve zmíněných případech fatální následky, je potřeba lépe porozumět původu oscilometrického signálu, a tím posunout nejen přesnost samotného měření ale i naše chápání samotného děje.

Pomocí různých fyzikálních modelů již došlo k pokusu o vysvětlení, jak tlakové pulzace putují ze srdce arteriemi, a jak poté způsobují roztažení stěny arterie a tkáně paže v místě, kde zároveň působí i nafouknutá manžeta. Tlak manžety ovlivňuje transmuranální tlak působící právě přes arteriální stěnu. Výsledná pulzace objemu arterií je snímána jako oscilace tlaku v manžetě.

Nicméně dokonalá podrobná charakteristika vlastností samotné manžety v průběhu měření stále chybí. Jedná se vlastně o přenosovou funkci manžety, která definuje vztah mezi vstupním (objemové oscilace) a výstupním signálem (oscilace tlaku manžety).

Použití moderních algoritmů či nejnovějších provedení manžet nezajistí, aby přenos originální tlakové vlny popsaným systémem nezpůsobil její transformaci. Pomocí zpětné transformace výstupního signálu jsme ale schopni získat původní podobu této tlakové vlny a popsat tak změny, které při převodu nastaly.

#### 4.1 Přenosová funkce a její limitace

Článek [5] popisuje, jak přenosová funkce manžety byla již v minulosti nesčetněkrát studována různě komplexními modely [1, 7, 22, 33]. Výstup zmíněných

studii byl spíše kvalitativně zaměřen a mnohdy byly do modelů využity idealizované, nerealistické předpoklady ohledně chování materiálů. Byla zcela opomenuta frekvenční závislost namáhání materiálu či byl opomenut způsob deformace samotné manžety. Mezi dále opomíjenými či přehlíženými možnými důvody, které by dokázaly lépe vysvětlit komplikovanou závislost, si lze povšimnout, že účinky roztažení materiálu jsou zanedbány nebo také že daný materiál je rovnou prohlášený za dokonale elastický [1, 33]. Jiné studie pracují pouze s velmi základními vlastnostmi získanými na limitovaném vzorku pozorování. Navíc častokrát ani nepokrývají všechny potřebné fyzikální charakteristiky. Mezi další limitace přesnosti nepřímých metod měření hemodynamických parametrů patří samotné algoritmy zpracovávající naměřené signály (např. fuzzy logika [20]). Také nejistoty týkající se velikosti manžety či jejího umístění limitují snahu objasnit studovaný systém.

Je tedy evidentní, že výše zmíněné studie nepřesně charakterizují manžetu, která slouží jako převodník signálu. Je potřeba se zamyslet, jak stlačování vzduchu nebo tkáně paže, roztahování materiálu manžety, rychlost nafukování a časová odezva systému ovlivní převod změny objemu na signál získaný z manžety. Z výčtu je zřejmé, že přenosová funkce nemůže být staticky predikována, jelikož v běžné praxi se setkáme s tolika proměnlivými aspekty (obepnutí manžety, umístění manžety, kompresibilita tkáně), což vede k nepředvídatelnému chování manžety.

Při přihlédnutí k výše vyjmenovaným komplexním problémům vzniká otázka, zdali je vůbec možné vytvořit dostatečně realistický model popisující hledanou přenosovou funkci.

## 4.2 Matematický popis lineárního systému

Základním způsobem popisu lineárních dynamických soustav je aproximace pomocí diferenciálních rovnic, přenosové funkce a vlastností této funkce. Obě metody propojuje tzv. Laplaceova transformace. V případě, kdy jsme schopni vlastnosti systému tímto matematickým modelem aproximovat, dokážeme ovlivňovat či predikovat výstupy měřených veličin systému [13, 39].

Právě díky diferenciální rovnici můžeme u systémů pracujících ve spojitém čase sledovat změnu výstupní veličiny v závislosti na změně veličiny vstupní. Řád takového systému je poté dán počtem akumulárních prvků nacházejících se uvnitř tohoto systému a z počtu prvků dále plyne i řád aproximované diferenciální rovnice. 4.1 vyjadřuje obecný tvar lineární diferenciální rovnice popisující stacionární dynamický systém

$$\sum_{i=0}^n a_i \cdot \frac{d^i y(t)}{dt^i} = \sum_{j=0}^m b_j \cdot \frac{d^j x(t)}{dt^j}, \quad (4.1)$$

kde  $x(t)$  značí vstupní veličinu,  $y(t)$  výstupní veličinu a  $a_i$  s  $b_j$  jsou parametry systému, konstanty. Díky setrvačnostem, zpožděním a jiným omezením musí pro reálné systémy platit princip kauzality, a tedy  $m \leq n$  [13, 39].

Laplaceova transformace je nástrojem pro popis lineárně časově invariantních soustav a řešení diferenciálních rovnic popsaných zmíněnými soustavami. Právě výpočetní náročnost diferenciálních rovnic je důvodem k užití této transformace. Transformační vztah totiž přiřazuje funkci času  $x(t)$  neboli originálu její Laplaceův obraz, tedy funkci komplexní proměnné  $X(p)$ . Vztah je popsán následovně

$$\mathcal{L}\{x(t)\} = X(p) = \int_0^{\infty} x(t)e^{-pt} dt, \quad (4.2)$$

kde  $\mathcal{L}$  je Laplaceův operátor,  $x(t)$  je originál a  $X(p)$  jeho obraz [13].

Nyní můžeme na rovnici 4.1 aplikovat zavedenou Laplaceovu transformaci 4.2 a za předpokladu nulových počátečních podmínek získáme

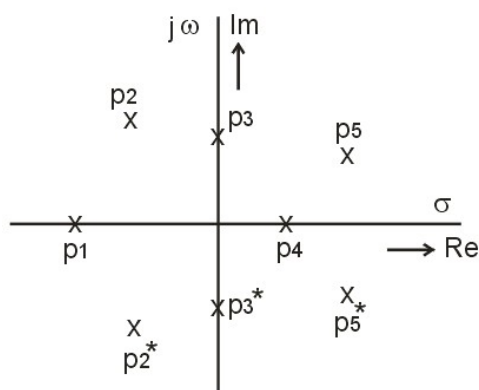
$$H(p) = \frac{\mathcal{L}\{y(t)\}}{\mathcal{L}\{x(t)\}} = \frac{Y(p)}{X(p)} = \frac{(b_m p^m + b_{m-1} p^{m-1} + \dots + b_1 p^1 + b_0)}{(p^n + a_{n-1} p^{n-1} + \dots + a_1 p^1 + a_0)}, \quad (4.3)$$

kde  $X(p)$  a  $Y(p)$  jsou Laplaceovými obrazy funkcí  $x(t)$  a  $y(t)$  a  $H(p)$  značí obrazovou přenosovou funkci soustavy [13].

Obrazovou přenosovou funkci systému lze také vyjádřit pomocí lomené funkce součinu kořenových činitelů

$$H(p) = \frac{b_m(p - z_1)(p - z_2) \dots (p - z_m)}{(p - p_1)(p - p_2) \dots (p - p_n)}, \quad (4.4)$$

kde  $b_m$  značí konstantu koeficient zesílení a parametry  $p$  jsou kořeny polynomů, které v čitateli přenosové funkce nazýváme nulami a ve jmenovateli přenosové funkce naopak póly. Na základě souřadnic pólů v kartézské soustavě komplexní roviny zjistíme, zdali bude systém stabilní a tedy bude schopen se navrátit po ukončení působení vstupního podnětu do rovnovážného stavu [13].



**Obrazek 4.1:** Příklady umístění pólů přenosové funkce [6]

Pokud všechny póly leží v levé polorovině soustavy, označujeme systém za stabilní (na obr. 4.1 pól  $p_1$ ), odpověď systému konverguje k nule (v případě komplexně sdružených pólů je navíc odpověď systému kmitavá, póly  $p_2$ ). Pokud póly leží na imaginární ose (platí pouze pro komplexně sdružené póly)

je odezva kmitavá, neklesající a systém značíme jako na mezi stability (příklad pólů  $p_3$ ). V případě, kdy jsou póly v pravé polorovině, je systém nestabilní a jeho odezva roste (příklad pólů  $p_4$  a  $p_5$ ) [6, 39].

Laplaceova proměnná je operátorem transformace a má obecně komplexní charakter, lze ji tedy zapisovat také následovně

$$p = \sigma + j\omega, \quad (4.5)$$

kde  $\sigma$  je koeficient tlumení a  $\omega$  značí úhlovou frekvenci. Když budeme vycházet z přenosové funkce, jsme schopni výše popsanou rovnicí 4.5 provést substituci (uvažujeme pouze imaginární část) a získat tak frekvenční přenosovou funkci lineárního systému. Frekvenční přenos vyjadřuje vztah mezi vstupní a výstupní funkcí, resp. mezi jejich harmonickými složkami, ze kterých jsou složeny [13].

Je velmi důležité znát závislost chování zkoumaného systému na frekvenci vstupního signálu. Pro výpočet frekvenční přenosové funkce slouží Fourierova transformace, kdy samotný přenos poté definujeme jako podíl Fourierova obrazu výstupní veličiny ku Fourierovu obrazu vstupní veličiny dle [13]

$$H(p) = \frac{\mathcal{F}\{y(t)\}}{\mathcal{F}\{x(t)\}} = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)}. \quad (4.6)$$

Modul frekvenční přenosové funkce popisuje vztah mezi amplitudou výstupního signálu a frekvencí vstupního signálu, argument poté definuje fázový posun harmonického signálu v závislosti na frekvenci tohoto signálu [13, 39]. Vyjádřeno v rovnicích 4.7 a 4.8.

$$H_m(\omega) = |H(\omega)| \quad (4.7) \quad H_\varphi(\omega) = \arg[H(\omega)] \quad (4.8)$$

Z frekvenčního přenosu můžeme dále odvodit frekvenční charakteristiky systému, které v podstatě představují grafickou podobu tohoto typu přenosu. Charakteristiky můžeme vyjádřit jako [13, 39]:

- Frekvenční charakteristiku v komplexní rovině (Nyquistova charakteristika).
- Modulovou charakteristiku a fázovou charakteristiku v logaritmických souřadnicích (Bodeho charakteristika).

Výše uvedené charakteristiky umožňují provádět základní matematickou analýzu systému včetně aproximace modelováním tohoto systému. K získání frekvenčních charakteristik reálného systému je třeba přivést na jeho vstup definovaný signál (dle potřeby periodický či neperiodický) a sledovat odezvu systému na výstupu. Příkladem periodického referenčního signálu jsou obdélníkové či trojúhelníkové impulsy, anebo sinusoida. Z neperiodických referenčních signálů je často užíván Diracův jednotkový impuls  $\delta(t)$ , který je definován rovnicí 4.9 [13].

$$\delta(t) \begin{cases} \infty & \text{pro } t = 0 \\ 0 & \text{pro } t \neq 0 \end{cases} \quad (4.9)$$



Pokud tedy uvažujeme jako vstupní signál systému Diracův impuls, výsledná přenosová funkce takového systému je definována následovně

$$H(p) = \frac{\mathcal{L}\{y(t)\}}{\mathcal{L}\{\delta(t)\}} = \frac{Y(p)}{X(p)} = \frac{Y(p)}{1} = Y(p), \quad (4.10)$$

kde  $\mathcal{L}\{y(t)\}$  a  $Y(p)$  je Laplaceův obraz výstupního signálu  $y(t)$ ,  $\mathcal{L}\{\delta(t)\}$  a  $X(p)$  představují Laplaceův obraz Diracova impulsu  $\delta(t)$  [13, 39].

Systém lze poté charakterizovat odezvou  $h(t)$  na jednotkový impuls  $\delta(t)$  definovaný dle 4.9. Jedná se o další funkci popisující systém, proto je označována také jako impulzní charakteristika systému. Tato odezva v časové oblasti je definována zpětnou Laplaceovou transformací obrazové přenosové funkce [13, 39]. Respektive zpětnou Fourierovou transformací frekvenční přenosové funkce

$$h(t) = y(t) = \mathcal{L}^{-1}\{H(p)\}, \quad (4.11)$$

$$h(t) = y(t) = \mathcal{F}^{-1}\{H(j\omega)\}. \quad (4.12)$$

Spektrum jednotkového impulsu je konstantní a nekonečně široké, takovou funkci není žádný reálný systém schopen převést na svůj výstup bez zdeformování. Impulzní charakteristiku systému lze tedy uvažovat jako zdeformovaný jednotkový impuls a podle charakteristiky výstupního signálu můžeme posuzovat vlastnosti zkoumaného systému [13].

## 4.3 Frekvenční charakteristika systému

Okluzivní manžety lze popsat jako dynamické systémy druhého řádu, které lze připodobnit RLC obvodem. Pomocí aplikace jednotkového impulsu jsme schopni v systému vyvolat tzv. přechodný děj, který se na výstupu projeví ve formě tlumených kmitů. Na základě této odezvy systému jsme schopni zkoumat jeho vlastnosti [35].

RLC obvod druhého řádu je popsán obecným tvarem lineární diferenciální rovnice druhého řádu s konstantními koeficienty následovně

$$a_2 \frac{d^2 y(t)}{dt^2} + a_1 \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = x(t), \quad (4.13)$$

kde  $y(t)$  je měřená výstupní veličina a  $x(t)$  je budicí funkce. Řešení rovnice 4.13 je dáno součtem obecného řešení homogenní rovnice 4.14 a partikulárního řešení rovnice úplné 4.15 [39]

$$a_2 \frac{d^2 y(t)}{dt^2} + a_1 \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = 0, \quad (4.14)$$

$$y(t) = y_0(t) + y_p(t). \quad (4.15)$$

Právě obecné řešení homogenní rovnice závisí na kořenech charakteristické rovnice

$$a_2\lambda^2 + a_1\lambda + 1 = 0, \quad (4.16)$$

kde kořeny  $\lambda_{1,2}$  můžeme poté vyjádřit ve tvaru

$$\lambda_{1,2} = -\alpha \pm \sqrt{\alpha^2 - \omega_r^2}, \quad (4.17)$$

a kde  $\alpha$  značí činitel tlumení a  $\omega_r$  rezonanční (kruhový) kmitočet RLC obvodu. Rozlišujeme celkem tři typy kořenů, přičemž charakter obecného řešení rovnice (výsledný přechodný děj) se liší také:

1. Diskriminant je kladný a charakteristická rovnice má dva reálné různé kořeny  $\lambda_1, \lambda_2$ , odezva vykazuje aperiodický charakter a tedy nekmitá ( $\alpha > \omega_r$ ).
2. Diskriminant je nulový a charakteristická rovnice má jeden reálný dvojnásobný kořen  $\lambda$ , odezva je na mezi aperiodicity a také nekmitá ( $\alpha = \omega_r$ ).
3. Diskriminant je záporný a charakteristická rovnice má dvojici komplexně sdružených kořenů  $\lambda_{1,2} = -\alpha \pm j\sqrt{\omega_r^2 - \alpha^2} = -\alpha \pm j\omega$ , odezva vykazuje kmitavý (kvaziperiodický) charakter, kmity jsou tlumené ( $\alpha < \omega_r$ ) [39].

V rámci této diplomové práce nastala pouze třetí varianta, a proto je uvedeno řešení diferenciální rovnice pouze pro ni a tedy

$$y(t) = (A \cos \omega t + B \sin \omega t) e^{-\alpha t}, \quad (4.18)$$

kde  $(A \cos \omega t + B \sin \omega t)$  představuje harmonický průběh (netlumené kmity) a  $e^{-\alpha t}$  tlumící exponenciálu. Harmonický průběh lze také vyjádřit ve tvaru amplitudově-fázovém [39]

$$y(t) = X \sin(\omega t + \varphi_x) e^{-\alpha t}. \quad (4.19)$$

Časový průběh výstupního signálu  $y(t)$  má charakter kmitů o frekvenci  $\omega$ , nicméně amplituda těchto kmitů postupně exponenciálně klesá. Jak již bylo výše naznačeno, obvod se označuje jako kvaziperiodický. Kmity v obvodu, které nejsou vyvolány periodickým buzením značíme jako vlastní kmity  $\omega$ . Kmitočet vlastních kmitů závisí na rezonanční frekvenci RLC obvodu  $\omega_r$  a také na činiteli tlumení  $\alpha$  [39].

Při tomto kvaziperiodickém ději se v obvodu opakovaně vyměňuje mezi prvky energie, zároveň se v průběhu každého kmitu část této energie mění v teplo. Důsledkem tohoto procesu dochází k postupnému zmenšování akumulované energie a tím i zmenšování amplitudy kmitů. Mírou útlumu amplitud kmitů je již výše uvedený činitel tlumení  $\alpha$ , který je bezrozměrným číslem. V rámci jedné periody kmitů se také často užívá tzv. logaritmický dekrement útlumu  $\delta$  (rovněž bezrozměrný) definovaný vztahem

$$\delta = \ln \frac{A_n}{A_{n+1}}, \quad (4.20)$$

kde  $A_n$  a  $A_{n+1}$  jsou dvě v čase po sobě následující amplitudy kmitů a budeme-li předpokládat, že tyto amplitudy nastávají v časech  $t_n$  a  $t_n + T$ , získáme vztah logaritmického dekrementu útlumu a činitele útlumu [39]

$$\delta = \ln \frac{Y e^{-\alpha t_n}}{Y e^{-\alpha(t_n+T)}} = \ln e^{\alpha T} = \alpha T = \alpha \frac{2\pi}{\omega}. \quad (4.21)$$

V části 4.2 byla blíže popsána odezva systému, tzv. impulzní funkce, z které lze určit frekvenční charakteristiku takového systému a také parametry, které ji definují. Kromě tedy již zavedených pojmů jako je logaritmický dekrement útlumu, činitel útlumu a vlastní frekvence se můžeme v literatuře setkat s dalšími pojmy. Webster [36] například zavádí poměrný útlum  $\zeta$  a odpovídající vlastní frekvenci  $f_n$ . Pro lineární systém druhého řádu je poměrný útlum (bezrozměrný) definován jako

$$\zeta = \frac{\delta}{\sqrt{4\pi^2 + \delta^2}}, \quad (4.22)$$

kde  $\delta$  značí již dříve zdefinovaný logaritmický dekrement útlumu. Vlastní frekvence identického systému je poté následující

$$f_n = \frac{1}{T\sqrt{1 - \zeta^2}}, \quad (4.23)$$

kde  $\zeta$  je dle rovnice 4.22 zavedený poměrný útlum a  $T$  je perioda kmitů odezvy [36].

Na základě výše definovaných parametrů můžeme vyjádřit obrazovou přenosovou funkci systému druhého řádu pomocí vztahu

$$H(p) = \frac{\omega_n^2}{p^2 + 2\zeta\omega_n p + \omega_n^2}, \quad (4.24)$$

kde  $\omega_n$  je vlastní frekvence,  $p$  představuje pól, a  $\zeta$  je poměrný útlum. Frekvenční přenos je poté získán pomocí substituce  $p = j\omega$  a rovnice 4.24 je příslušně upravena na

$$H(j\omega) = \frac{\omega_n^2}{(\omega j)^2 + 2\zeta\omega_n \omega j + \omega_n^2} \quad (4.25)$$

a pomocí této úpravy jsme schopni získat amplitudovou a fázovou charakteristiku systému [13].

## 4.4 Objemově-tlaková charakteristika

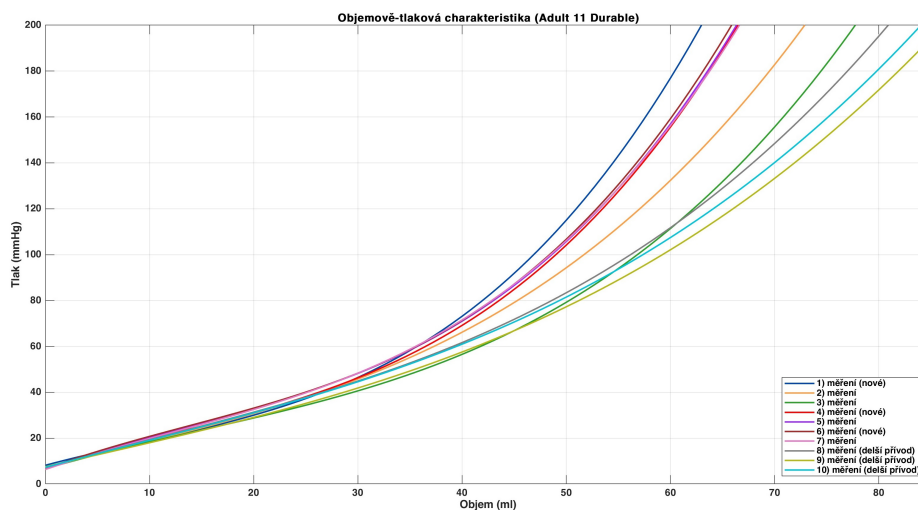
Pomocí objemově-tlakové charakteristiky (zkráceně také V-p charakteristiky) jsme schopni graficky vyjádřit závislost tlaku uvnitř nafouknuté manžety na objemu vzduchu, který se v ní nachází.

Konstrukce manžety je navrhována tak, aby byl vzduch obsažen v elastickém měchýři. Z počátku je manžeta v rovnováze s atmosferickým tlakem a obsahuje iniciální objem vzduchu, určený těsností obepnutí a množstvím vzduchu obsaženém v přírodní trubici. Poté je celkový objem vzduchu vpumpován do

manžety z atmosferického tlaku. Tlak v manžetě se skládá z rovnováhy mezi tlakem, který vzniká roztahením elastického manžetového měchýře a vnějšího pláště manžety, a tlakem, který vzniká stlačením vzduchu obsaženého v měchýři [7].

Studie [7] tvrdí, že základní vlastností tlakově-objemových dat manžety je, že jsou nelineární. Senzitivita na změnu objemu vzduchu vpumpovaného do manžety nebo na změnu objemu paže se zvyšuje s tlakem v manžetě. Až tlak v manžetě dosáhne hodnoty 150 mmHg, je indikován lineární vztah. Z toho plyne, že funkce manžety v rozmezí krevního tlaku člověka je převážně nelineární. Studie dále ukazuje, že těsné obepnutí způsobuje posunutí tlakově-objemové křivky, což znamená, že těsně obepnutá manžeta dosáhne vyššího tlaku s menším množstvím vpumpovaného vzduchu a je také více senzitivní na změny objemu.

Příklad výsledné V-p charakteristiky lze vidět na obr. 4.2.



**Obrázek 4.2:** Ukázka z měření V-p charakteristiky manžety Adult 11 Durable



## Část II

### Praktická část



## Kapitola 5

### Soubor okluzivních manžet a fantom

V rámci této diplomové práce byla provedena různá měření na souboru celkem 18 manžet. Tyto zkoumané manžety pochází od různých výrobců, jsou odlišného stáří a také velikosti. Všechny tyto známé informace jsou uvedeny v tab. 5.2. Aby část měření mohla být provedena, bylo potřeba manžety nasazovat na plastový fantom, který měl představovat lidskou paži.

Jak již bylo nastíněno, stáří jednotlivých manžet se lišilo, a proto nejspíš také při manipulaci mezi jednotlivými měřeními došlo z důvodu předchozího opotřebení k natržení elastického měchýře u manžety Accoson (adult, singlet). Manžeta byla vyřazena a z tohoto důvodu na ní neproběhlo pozdější měření impulzní charakteristiky.

#### 5.1 Fantom

K měření V-p charakteristik jednotlivých manžet a také k ověření reprodukovatelnosti těchto měření byl užit plastový fantom. Šířku fantomu lze upravovat pomocí vnitřních bloků, které lze do fantomu vkládat či z něj odebírat, a tím modifikovat obvod dle jeho potřeby. Jednotlivé konfigurace byly změřeny a jejich data jsou uvedena v tab. 5.1.

Aby ověřování opakovatelnosti měření na manžetách bylo co nejméně ovlivněno zanesením chyb použitím manžet na nesprávném obvodu paže (fantomu v případě zmíněného měření), bylo kontrolováno, aby byla použita správná konfigurace fantomu pro jednotlivé manžety dle doporučeného minimálního či maximálního obvodu paže uváděné výrobcem manžet.

Konfigurace	Složení fantomu	Celkový obvod [cm]
A	2 × vnější blok	17
B	2 × vnější blok a 1 × vnitřní blok	23
C	2 × vnější blok a 2 × vnitřní blok	29
D	2 × vnější blok a 3 × vnitřní blok	35

Tabulka 5.1: Rozměry fantomu

## 5.2 Okluzivní manžety

Zkoumaný soubor původně 18 manžet je blíže popsán v tab. 5.2. U většiny manžet výrobce uvádí potiskem přímo na jejím povrchu doporučený obvod paže, na kterém je manžeta schopna nejpřesněji měřit bez zanesení dalších nepřesností do systému. U dvou manžet tato informace nebyla dostupná (v poznámce zaznamenáno *bez obvodu*), a tak byl předpokládán optimální obvod paže dle podobně velkých manžet v souboru. Poslední sloupec tabulky uvádí konfiguraci fantomu, která byla použita pro měření V-p charakteristik.

Výrobce/ typ manžety	Poznámka/ označení	Obvod [cm]	Konfigurace fantomu
AC2232-03	-	22–32	B
Accoson (pre-measured)	bez obvodu	22–32	C
Accoson (adult, singlet)	-	25,3–34,3	C
Adult 11 Durable	-	25,3–34,3	C
boso	-	22–32	C
boso	nová, dětská	8–13	A
boso	nová, zn. 1	22–32	C
boso	nová, zn. 2	22–32	C
D9 Typ L(CL9)	-	32–42	D
NIBP UP	-	24–32	C
Omron (HEM-CR19)	-	22–32	C
Omron (HEM-CR24)	-	22–32	B
Omron (HEM-CR24)	zn. 1	22–32	C
Omron	obézní	32–42	D
sphygmomanometer	bez obvodu	22–32	B
Tensoval Comfort (type-m2)	-	22–32	C
Type M-1	-	22–32	C
VitalCheck (CVC4201)	delší přívod	27–35	C

Tabulka 5.2: Zkoumané manžety

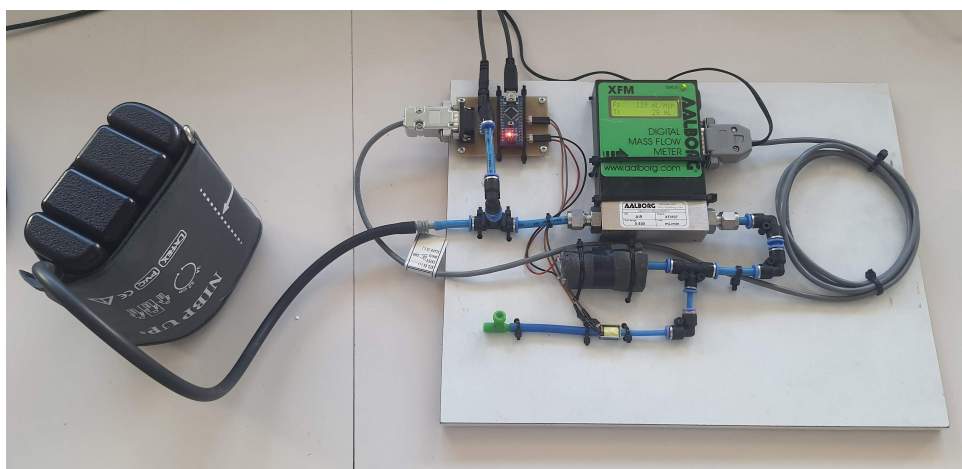


## Kapitola 6

### Metodika měření V-p charakteristik a impulzních odezev manžet

#### 6.1 Základní sestava měřicího přípravku pro zaznamenání V-p charakteristik

První typ měření probíhal na měřicím zařízení vyobrazeném na obr. 6.1, které bylo zkonstruováno pro účel zkoumání V-p charakteristik okluzivních manžet.



**Obrázek 6.1:** Měřicí přípravek pro zachycení V-p charakteristik manžet

Měřicí systém je ovládán pomocí vývojové desky Arduino Nano s mikrokontrolérem ATmega328. Systém dále obsahuje stejnosměrný motorek fungující jako vzduchová pumpa, digitální průtokoměr Aalborg XFM 07 s LCD displejem, tlakový senzor Honeywell ABPDANT005PGAA5, ventil, rigidní plastové hadice a rychlospojkové propojovací kusy k propojení a utěsnění celého systému. Specifikace průtokoměru jsou v tab. 6.1 a parametry tlakového senzoru v tab. 6.2. Celý zaznamenaný výstup je následně odeslán do připojeného PC.

	Rozsah	Jednotka
Měřicí rozsah	0–500	[ml/min]
Napájecí napětí	11–26	[V] (DC)
Čas odezvy	600	[ms]
Chyba linearity	$\pm 1$	[%]
Výstupní napětí	0–5	[V] (DC)

**Tabulka 6.1:** Parametry průtokoměru Aalborg XFM 07

	Rozsah	Jednotka
Měřicí rozsah	0–5	[psi]
Napájecí napětí	5	[V] (DC)
Stabilita	$\pm 0,25$	[%]
Přesnost	0,25	[%]

**Tabulka 6.2:** Parametry tlakového senzoru Honeywell

## 6.2 Průběh měření V-p charakteristik

Po zprovoznění celého systému a jeho napojení na měřenou manžetu, jež je navlečena na plastový fantom, Arduino Nano nejdříve zajistí, že všechny ventily v systému jsou uzavřeny. Následně se spustí motorek, jenž do systému napumpuje vzduch tak, aby uvnitř systému bylo docíleno nadefinovaného tlaku (200 mmHg). Proces je průběžně kontrolován tlakovým senzorem snímajícím stoupající hodnotu tlaku. V momentě, kdy je dosaženo maxima, je motorek vypnut a nastává opačný proces, tedy postupné vypouštění vzduchu ze systému a s tím spojené snímání hodnot pomocí průtokoměru. Tlak klesá dle zadaného počtu kroků (39 kroků) tak, aby při každém kroku poklesl systémový tlak o konstantní hodnotu. Z popisu je zřejmé, že tedy systémový tlak klesá a naopak hodnota vzduchu, který proteče průtokoměrem, postupně roste. Do PC jsou zasílány nasnímané hodnoty tlaku v systému a také hodnoty spojené s proteklými ml vzduchu z průtokoměru. Ze získaných informací je následně přepočítáno, kolik ml vzduchu se v systému nacházelo při daném tlaku. Tato data je poté možné vynést do grafu, tzv. V-p charakteristiky.

## 6.3 Úpravy sestavy pro zaznamenání V-p charakteristik

Po setkání se s jistými komplikacemi při měření (blíže popsáno v sekci 6.5), byl měřicí systém také zkoumán pro svou těsnost upevnění jednotlivých částí, a to pomocí přístroje FLUKE ProSim 8 Vital Signs Simulator. FLUKE simulátor nejdříve zajistil, aby vehnaný vzduch v systému způsobil dosažení požadované

hodnoty tlaku (0, 50, 100, 150 a 200 mmHg) a poté provedl po dobu jedné minuty zkoušku, při které otestoval schopnost systému udržet zmíněný tlak. Po ukončení testu poté uvedl, jak moc se tlak změnil.

Obdobná zkouška byla také provedena pomocí tlakového senzoru samotného měřicího přípravku, kdy došlo k úpravě ovládacího skriptu Arduina Nano. Systém byl identicky natlakován na požadovanou hodnotu tlaku (0, 50, 100, 150 a 200 mmHg) a opět po dobu jedné minuty byl snímán tlak s vzorkovací frekvencí 3 Hz. Průměrná hodnota z nasnímaných dat byla poté porovnána s hodnotou získanou z FLUKE testu.

Výstupy z obou testů jsou uvedeny níže v tab. 6.3.

Testovaný tlak [mmHg]	Tlak Senzor [mmHg]	Tlak FLUKE [mmHg]
0	-0,82	0
50	50,96	51,70
100	100,83	100,83
150	150,73	150,73
200	201,18	201,18

**Tabulka 6.3:** Výsledek testu těsnění

Další úprava na měřicím přípravku nastala po zjištění, že dosud získávaná data z digitálního průtokoměru nemají dostatečně vysokou vzorkovací frekvenci. Proto vynesené křivky V-p charakteristik mají v oblastech zájmu velmi nepřesné vykreslení (schodovitý charakter). Do zařízení byl i v tomto případě identicky napumpován vzduch tak, aby byl dosažen požadovaný maximální tlak. Data při vypouštění byla získávána z analogového výstupu průtokoměru ve formě hodnot napětí se vzorkovací frekvencí 500 Hz a byl na ně následně aplikován 10bitový A/D převodník. Zpracování naměřených hodnot napětí následně probíhalo v programu MATLAB.

Proběhl také krátký test ověření/kalibrace hodnotící zdali přípravek v reálném čase správně vypisuje hodnoty tlaku a zdali se hodnoty na analogovém výstupu průtokoměru mění. Tento test proběhl v pořádku a bylo tedy vyhodnoceno, že je zařízení připraveno k dalším měřením.

## 6.4 Měřicí přípravek pro zachycení impulzních odezev

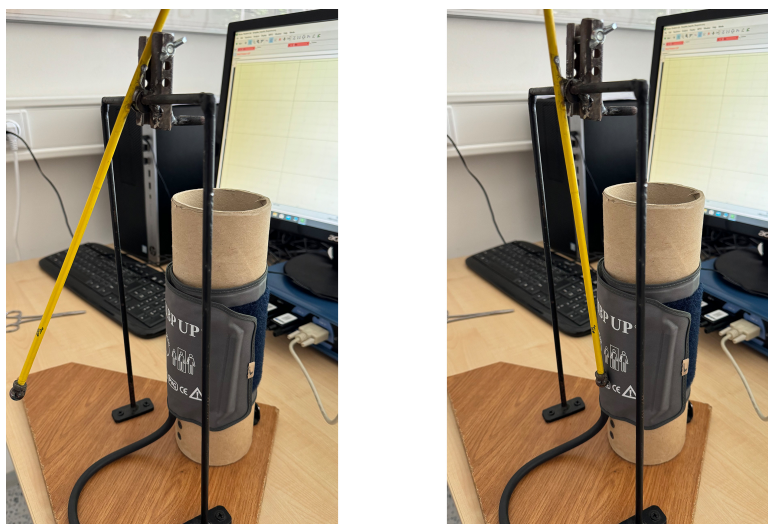
Pro hlubší pochopení fungování převodního systému zkoumaných manžet byl také proveden pokus zachytit jejich impulzní odezvy. Tento pokus probíhal na zařízení, které lze vidět na obr. 6.2.

Zkoumaná manžeta byla nejdříve nasazena na cylindrický válec (tuhý papírový tubus o průměru 84 mm), jenž byl pevně připevněný na podstavec celého měřicího zařízení. Válec reprezentovat fantom lidské paže, čímž umožnil izolovat mechaniku manžety a sledovat pouze její vlastnosti. Dále byla manžeta



**Obrázek 6.2:** Měřicí přípravek pro zachycení impulzních odezví

upravena tak, aby nafukovatelný měchýř, který se nachází uvnitř manžety, byl natočen směrem ke kyvadlu měřicího zařízení a aby bylo možné na něj přímo aplikovat impuls v podobě spuštění kyvadla. Následně byla manžeta nafouknuta na požadovaný tlak pomocí balónku dmuchadla a hodinkového manometru. Na požadovaném tlaku byla na svém konci přívodní hadička manžety zaškrtnuta a přivedena na tlakový senzor systému BIOPAC. Po spuštění programu pro záznam změn tlaku uvnitř systému manžety bylo provedeno měření impulzních odezví a to na vzorkovací frekvenci 10 kHz.



**Obrázek 6.3:** Měřicí přípravek před (vlevo) a po (vpravo) aplikaci impulsu

Již zmíněné kyvadlo bylo spouštěno z předem nadefinované polohy. Tuto polohu bylo možné upravovat pomocí upevnitelného šroubu v konstrukci. Kyvadlo bylo před každým spuštěním o zmíněný šroub zapřeno, což umožnilo

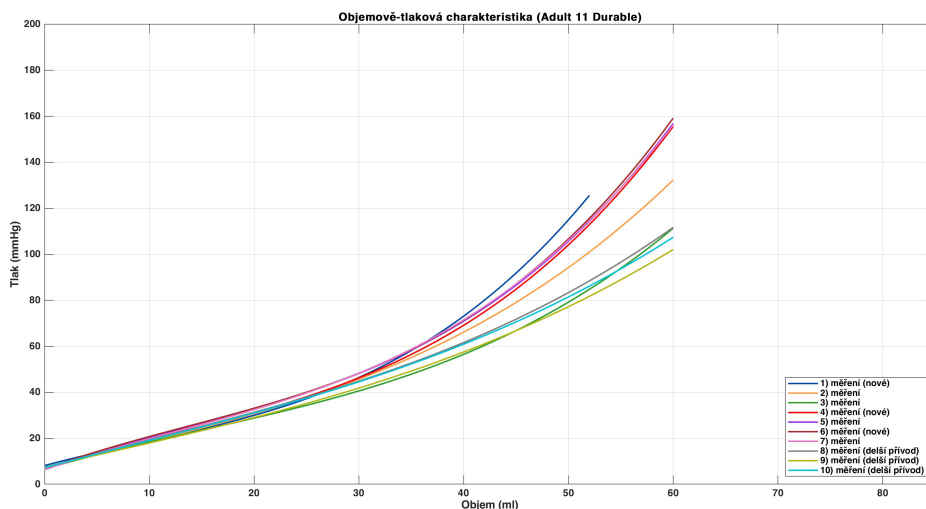
provádět jeho identické spuštění před každou aplikací impulsu (proces je zachycen na obr. 6.3).

Celkem byly testovány dvě polohy kyvadla a impuls byl pokaždé aplikován pětkrát za sebou, aby došlo k ustálení předdefinované tlakové hladiny, která měla vždy u prvních pulzů tendenci růst o cca 2 až 3 mmHg. Po prozkoumání účinků obou poloh kyvadla byla manžeta podle výše uvedeného popisu nastavena na další tlakovou hladinu zájmu a proces se opakoval. Takto byla každá manžeta prozkoumána na hladinách 180 mmHg, 120 mmHg a 70 mmHg, tedy na hodnotách, které mohou být pro nás v běžné praxi zajímavé. Nasnímaná data byla dále zpracována v programu MATLAB.

## 6.5 Zpracování dat V-p charakteristik

Pro zpracování naměřených dat, ze kterých bylo možné vytvořit V-p charakteristiky, byly vytvořeny dva skripty v programu MATLAB verze R2023b.

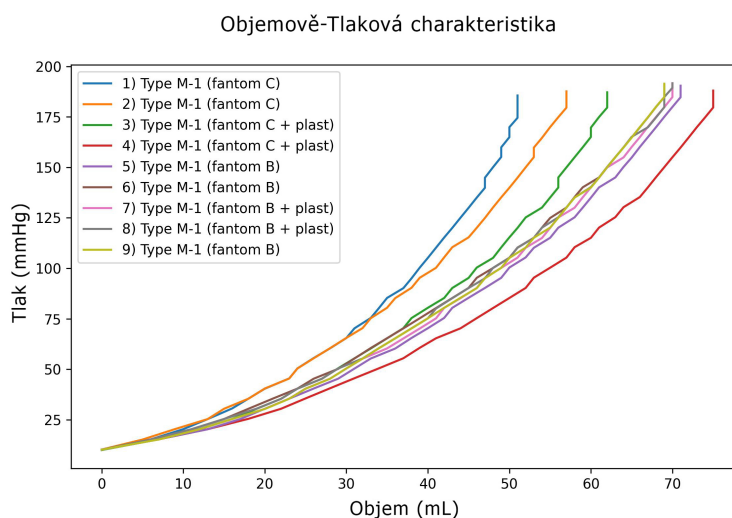
První skript zajistil načtení naměřených dat a následné nafitování polynomiálních či v některých případech lépe vycházejících exponenciálních křivek na naměřená data. Před fitováním byla data prozkoumána v MATLAB doplňkové aplikaci Curve Fitter. Většinu takto vytvořených grafů bylo potřeba upravit (na základě předpovědi fitování byly tyto křivky protaženy), jelikož křivky častokrát nebyly vykresleny až po požadovaný maximální tlak 200 mmHg, viz ukázkový graf 6.4.



**Obrázek 6.4:** Ukázka zkrácených V-p křivek manžety Adult 11 Durable

Z nafitovaných křivek byla následně vytvořena jedna reprezentativní křivka pro danou manžetu. Důvodem fitování křivek bylo nedostatečné množství navzorkovaných dat, což způsobilo, že při vynesení naměřených dat do grafu vznikaly v zájmových oblastech schodovité skoky, které znemožnily další bádání nad chováním měřených manžet (příklad podvzorkovaného grafu z nativní aplikace měřicího přípravku je na obr. 6.5).

Po nahlédnutí do naměřených dat V-p charakteristik, u kterých se zkrácení



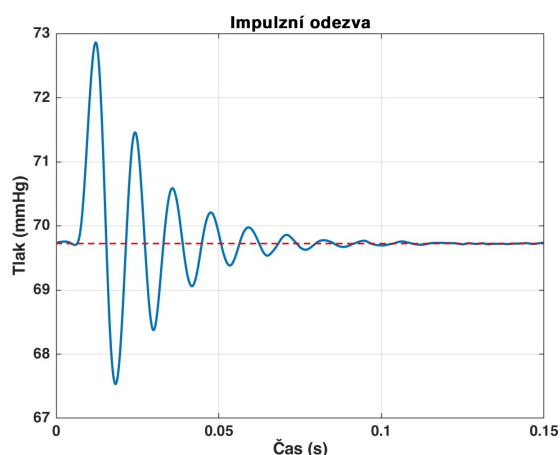
**Obrázek 6.5:** Ukázka grafu s podvzorkovanou křivkou V-p charakteristiky

objevovala, bylo zjištěno, že měřicí přípravek není schopný u těchto manžet dosáhnout požadovaného tlaku 200 mmHg. Na základě tohoto zjištění musel být měřicí přípravek systematictěji prozkoumán, zdali je ve všech svých spojích 100% utěsněný a zdali právě kvůli tomuto důvodu nedochází k nechtěným únikům vzduchu v průběhu snímání dat. Také kvůli nedostatečnému rozlišení křivek V-p charakteristik a nekonstantní hodnotě klesajícího tlaku vznikla potřeba upravit měřicí přípravek tak, aby bylo možné dosáhnout vyšší vzorkovací frekvence.

Druhý skript, sloužící ke zpracování V-p charakteristik, vznikl po úpravě měřicího zařízení, jež je blíže popsána v 6.3. Naměřená data byla opět načtena, došlo k přepočtu časové známky, při které byl každý vzorek získán, z mikrosekund na minuty. Na nasnímané hodnoty tlaku v manžetě byl využit filtr klouzavého průměru s velikostí okna  $n = 20$ . Dále došlo k namapování hodnot napětí z analogového výstupu průtokoměru na odpovídající hodnoty průtoku vzduchu v ml/min. Poté byly vypočítány kumulativní objemy jednotlivých průběhů průtoků v čase pomocí trapezoidální metody, k tomu posloužila funkce `cumtrapz` a celkový objem manžety byl následně vypočítán pomocí funkce `trapz`. Celkový objem byl využit k ověření správnosti výpočtů při pozdějším porovnání s příslušnou hodnotou udávanou na displeji průtokoměru. Nakonec byly vypočítané kumulativní objemy vyneseny společně s naměřenými hodnotami tlaků do grafu jako V-p charakteristiky.

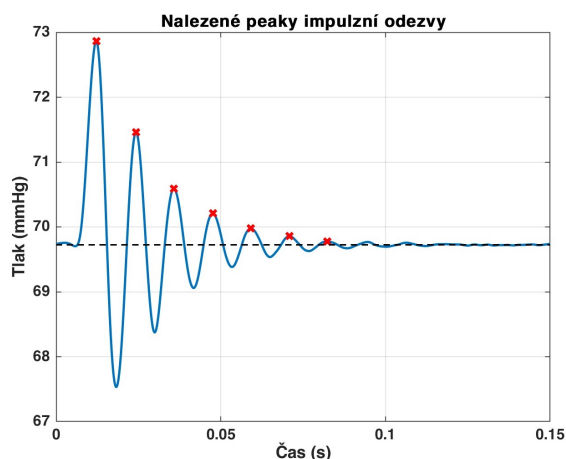
## 6.6 Zpracování dat impulzních odezvy

Třetí vytvořený skript zpracovával nahrané záznamy získané při aplikování impulzů na manžety. Nahraná data po načtení byla vykreslena do grafů, ze kterých byly získány údaje o časových pozicích začátku aplikací impulzů. Na základě těchto časových údajů byla vytvořena časová okénka trvající 0,15 s, zachycující celou odezvu systému na jednotlivé impulzy (ukázka obr. 6.6).



Obrázek 6.6: Časové okénko s impulzní odezvou manžety

Na takto vybraný úsek signálu byl dále aplikován dolnoproustný IIR filtr typu Butterworth 2. řádu, jehož cílem bylo odfiltrovat frekvence nad 250 Hz, způsobující nelinearity. Na vyfiltrované odezvě byly následně nalezeny pozice rostoucích vrcholů nejprominentnějších zákmitů (obr. 6.7), nalezené pozice vrcholů byly následně využity k výpočtům z kapitoly 4.



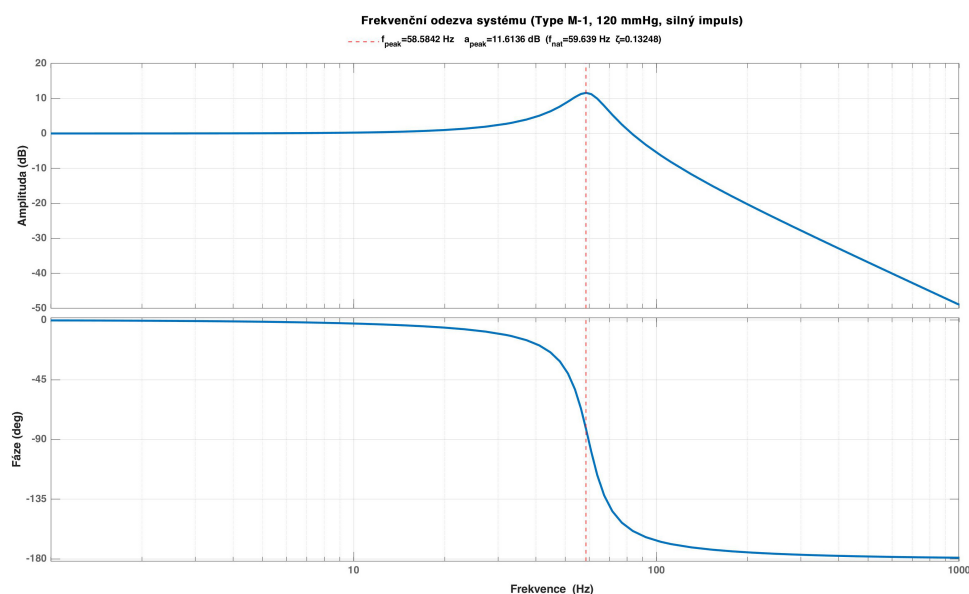
Obrázek 6.7: Ukázka nalezených vrcholů zákmitů

První část výpočtů získala dle rovnice 4.20 logaritmický dekrement  $\delta$ . Ten byl vypočítán pro první čtyři opakování zákmitů odezvy systému, tyto čtyři hodnoty byly následně zprůměrovány do jedné výsledné hodnoty logaritmického dekrementu příslušné odezvy. Pokud odezva manžety byla více tlumena a algoritmus nebyl schopný najít dostatečný počet prominentních vrcholů, byly využity první tři opakování zákmitů. Zprůměrovaná hodnota logaritmického dekrementu  $\delta$  byla poté podělena periodou kmitů odezvy  $T$  (rovnice 4.21, čímž byl vypočítán činitel útlumu  $\alpha$ . Jako poslední byl dopočítán kmitočet vlastních (tlumených) kmitů manžety  $f_{n_1}$  podle vztahu  $f_{n_1} = \frac{1}{T}$ , kde  $T$  je zmíněná perioda kmitů odezvy.

Druhá část výpočtů vycházela z rovnic 4.22 a 4.23 pro výpočet poměrného

útlumu  $\zeta$  systému druhého řádu a příslušné vlastní frekvence  $f_{n_2}$ . Opět tedy byly využity nalezené prominentní vrcholy, z nich byl vypočítán logaritmický dekrement  $\delta$  a následně byl získán poměrný útlum  $\zeta$ . Ten byl užit v posledním kroku společně s periodou kmitů  $T$  k dopočítání vlastní frekvence kmitů  $f_{n_2}$ .

V třetí části byly vypočítané hodnoty poměrného útlumu  $\zeta$  a kmitočtu vlastních kmitů  $f_{n_2}$  (přepočítáno dle  $\omega_n = 2\pi f_{n_2}$ ) dosazeny do frekvenční přenosové funkce druhého řádu (rovnice 4.25), čímž byla získána amplitudová a fázová charakteristika systému manžety. Obě charakteristiky byly následně vyneseny do grafu s logaritmickými souřadnicemi (ukázka obou charakteristik je na obr. 6.8).



**Obrázek 6.8:** Ukázka Bodeho charakteristiky

V diagramech byl navíc také vyznačen rezonanční překmit na kmitočtu  $f_{peak}$  podle následujícího vztahu

$$f_{peak} = f_n \sqrt{1 - 2\zeta^2} \quad (6.1)$$

a zároveň byla dopočítána i jeho amplituda  $a_{peak}$  dle

$$a_{peak} = \frac{1}{2\zeta\sqrt{1 - \zeta^2}}. \quad (6.2)$$

Tento rezonanční překmit poukazuje v amplitudové charakteristice na frekvenci, která nejvíce zkresluje výsledný signál.



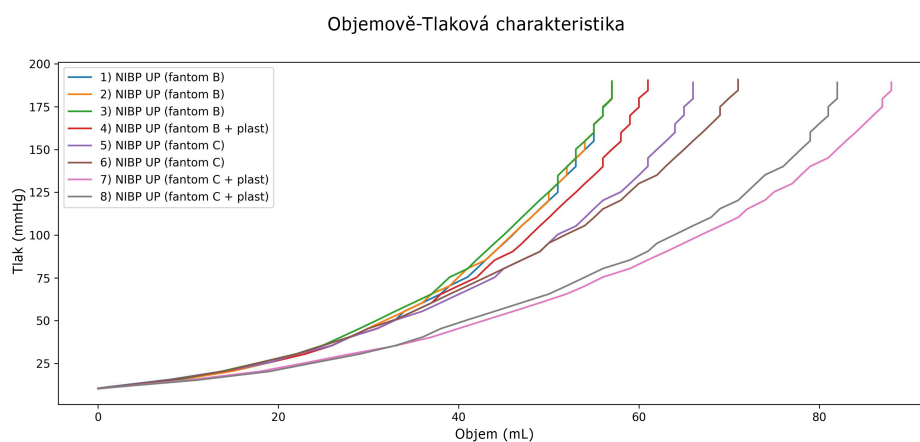
# Kapitola 7

## Výsledky jednotlivých měření

Celkem proběhlo šest různých sérií měření, která se zaměřovala na oblasti opakovatelnosti měření, utahování manžet, vlivu délky přívodní trubičky, V-p charakteristiky manžet, impulzních odezev manžet a mimo jiné i funkci samotné měřicí jednotky. Sekce 6.3 vysvětluje, jak právě zkoumání funkce měřicí jednotky a měření V-p charakteristik spolu úzce souviselo a jak měření V-p charakteristik muselo být postupně upravováno. Poslední typ měření slouží jako demonstrativní ukázka spojení měření V-p charakteristiky a impulzních odezev jedné manžety při identicky nastaveném utažení.

### 7.1 Reprodukovatelnost V-p charakteristik

Cílem tohoto typu měření bylo ověření funkčnosti měřicího přípravku a hlavně zjištění, zdali prováděná měření V-p charakteristik budou pomocí nativní ovládací aplikace měřicího přípravku reprodukovatelná. Nejdříve byly testovány manžety Adult 11 Durable, boso, D9 Typ L(CL9), NIBP UP, Type M-1 a VitalCheck (CVC4201). Při měření manžety NIBP UP bylo zjištěno, že nativní aplikace není schopna měnit počet kroků, při kterých je vzduch z manžety vypouštěn. Výstup z měření manžety NIBP UP lze vidět na obr. 7.1.

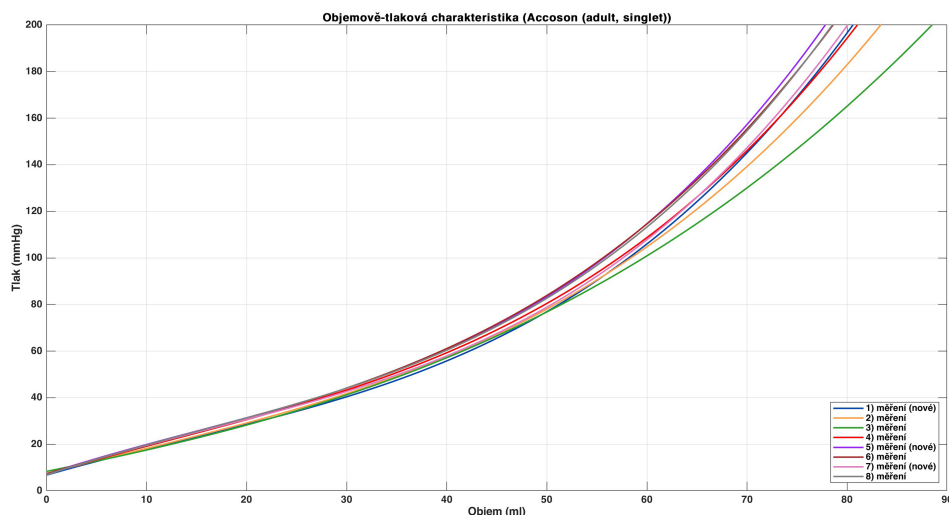


Obrázek 7.1: V-p charakteristika manžety NIBP UP

Ukázalo se, že dosažení opakovatelných výsledků nebude u všech manžet možné. Z grafů je patrné, že V-p charakteristiky jsou jednak závislé na použitém fantomu, ale také na utažení manžety okolo fantomu. Utažení zde bylo simulováno jako těsné obepnutí fantomu a volné obepnutí (v legendě za konfigurací fantomu poznámka *+ plast*, což znamená, že při utahování manžety okolo fantomu byla navíc k fantomu přidána plastová tyčka o obvodu 3 cm, která byla před začátkem měření vytažena). Právě definování síly utažení při nasazování manžety, ať už na fantom nebo skutečnou lidskou paži, je velmi těžké stanovit. Nicméně jak výsledky tohoto měření naznačují u manžet, kde došlo k novému nasazení a utažení manžety, jsou výsledné V-p charakteristiky odlišné od nastavení předchozího. Na stranu druhou grafy naznačují, že pokud bylo provedeno dvakrát za sebou identické měření bez manipulace s manžetou, tak byla ve většině případů dosažená poměrně uspokojivá reprodukovatelnost výsledků.

## 7.2 V-p charakteristiky

V rámci této části proběhlo rozsáhlé měření V-p charakteristik celého souboru manžet. Na každé manžetě (kromě manžety Omron (HEM-CR24)) byly zkoumány alespoň tři různé síly utažení okolo fantomu, který splňoval doporučený obvod paže, pro nějž by manžeta měla měřit nejpřesněji. Nové nasazení/utažení manžety je zaznamenáno v grafech, respektive legendách, poznámkou *nové* v závorce vždy za příslušným měřením. Stejně tak byl u manžet Adult 11 Durable a VitalCheck (CVC4201) zkoumán vliv změny délky přívodní hadičky na výslednou V-p charakteristiku. Tyto pokusy jsou v legendě příslušných grafů zaznamenány v závorce poznámkou *delší přívod* a jedná se o pokus, při kterém byl do manžety přiváděn vzduch pomocí významně delší trubičky než v předchozích případech.



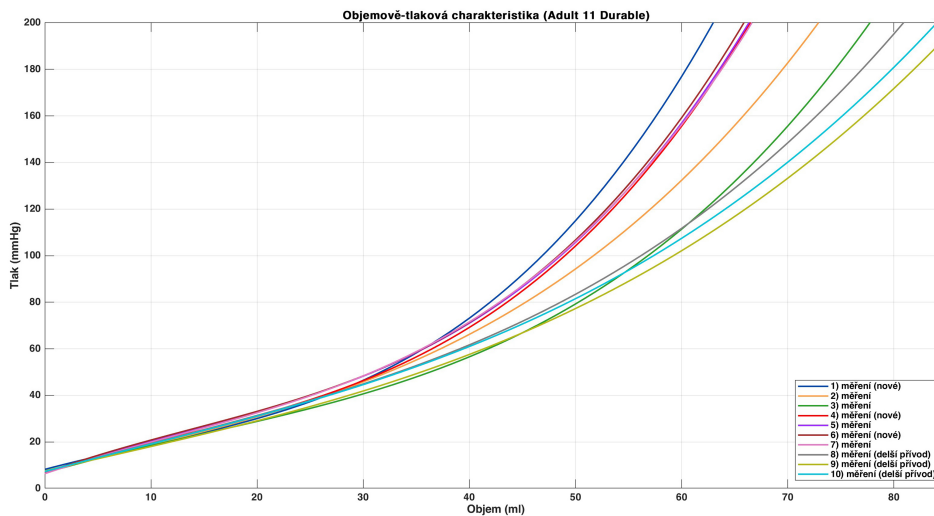
**Obrázek 7.2:** V-p charakteristika manžety Accoson (adult, singlet)

Všechna tato měření byla provedena pomocí nativní aplikace na měření

V-p charakteristik, kde byl nastaven maximální tlak na 200 mmHg.

Pro silnější utažení byl předpoklad, že se nová křivka bude posunovat v grafu oproti původním datům více vlevo, tedy bude potřeba k dosažení stejného tlaku manžetu méně nafouknout. Tento předpoklad byl splněn u všech manžet kromě manžety Type M-1. Ta na rozdíl od ostatních vykazovala opačnou tendenci, nově získané křivky se se silnějším utažením v grafu posunovaly do oblastí vyšších objemů potřebných k dosažení stejného tlaku. Nejvíce podobná měření, která nebyla ovlivněna změnou síly utažení, vykazují manžety Accoson (adult, singlet) (obr. 7.2), bosoboso (zn. 2), D9 Typ L(CL9), NIBP UP, Omron (HEM-CR24) (zn. 1) a Tensoval Comfort (type-m2). Naopak u manžety AC2232-03 bylo možné pozorovat, že první měření je od zbytku měření provedených při stejném utažení manžety vzdálené. Také pro Adult 11 Durable bylo první až třetí provedené měření za stejného utažení manžety velmi vzdálené. Zcela nejhorší opakovatelnost při měřeních vykazovala manžeta Omron (HEM-CR19).

Použití delší přívodní hadičky u manžet Adult 11 Durable a VitalCheck (CVC4201) se projevilo na výsledcích dle předpokladu. Křivky se v grafu posunuly více vpravo do oblastí vyšších objemů, jelikož bylo potřeba dostat do systému více vzduchu než v případě s krátkou přívodní trubičkou (ukázka výsledku měření Adult 11 Durable na obr. 7.3).

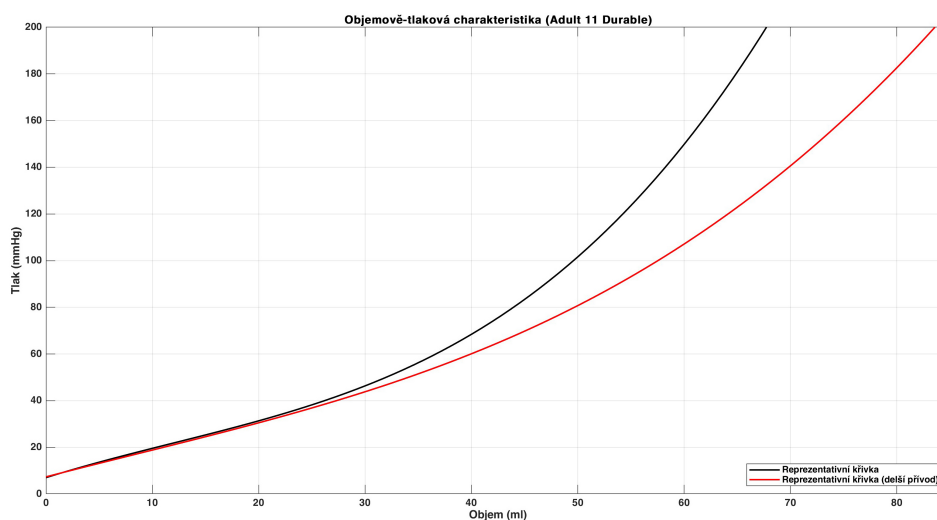


**Obrázek 7.3:** V-p charakteristika manžety Adult 11 Durable

Pro porovnání tvarů V-p charakteristik napříč zkoumaným souborem manžet byla pro každou manžetu vytvořena tzv. reprezentativní křivka (ukázka manžety Adult 11 Durable na obr. 7.4).

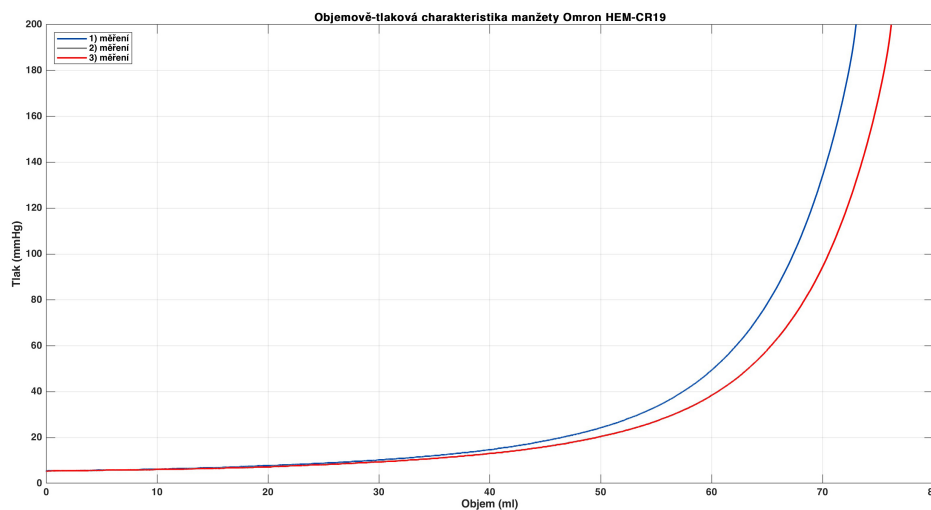
Z grafů reprezentativních křivek V-p charakteristik je zřejmé, že tvary těchto křivek nejsou identické. Charakteristiky lze rozdělit do skupin dle trendu svých reprezentativních křivek na

1. V-p charakteristiky s po částech lineárním průběhem,
2. V-p charakteristiky s přibližně exponenciálním průběhem.



**Obrázek 7.4:** Reprezentativní V-P charakteristika manžety Adult 11 Durable)

V rámci dalšího pokusu o podrobnějšího měření V-p charakteristik pomocí upraveného řešení měřicího přípravku byly blíže proměřeny čtyři vybrané manžety: boso (nová, zn. 2), D9 Typ L(CL9), NIBP UP a Omron (HEM-CR19). Toto měření mělo porovnat předchozí výstupy s nově získanými V-p charakteristikami vzorkovanými mnohem vyšší frekvencí. Získaná data nasvědčovala, že charakteristiky proměřovaných manžet mají exponenciální průběh (příklad výstupu z měření obr. 7.5).



**Obrázek 7.5:** V-p charakteristika manžety Omron (HEM-CR19)

### 7.3 Impulzní odezvy

Při zkoumání impulzních odezvy manžet byly sledovány zajímavé tlakové hladiny 70 mmHg, 120 mmHg a 180 mmHg při působení dvou odlišně silných

impulzů. Z důvodu ucházení vzduchu buď z přívodní trubičky či elastického měchýře manžety nebylo možné změřit manžety Accoson (adult, singlet), boso, boso (nová, zn. 1) a Tensoval Comfort (type-m2). U manžety D9 Typ L(CL9) bylo při zpracovávání nahraných dat zjištěno, že je nahraný signál zkreslen a tudíž ho bylo potřeba vyřadit. A vzhledem k velkému obvodu válce sloužícího jako fantom nebylo rovněž možné změřit impulzní odezvy manžety boso (dětská), jelikož byla příliš malá a nebylo možné ji kolem válce omotat. Ukázalo se také, že kyvadlo je třeba nastavit na nejnižší stupeň pro slabší pulz a druhý nejnižší stupeň pro pulz silnější, aby nedošlo k průrazu tyčinky až na válec s nafouknutou manžetou. Na manžetu Omron (oběžní) nebylo možné aplikovat kyvadlový pulz přímo na vrstvu nad nafouknutým elastickým měchýřem, nýbrž až na druhou omotanou vrstvu, jelikož se jedná o manžetu s většími rozměry. Proto také na manžetě NIBP UP proběhl pokus zkoumat rozdíly mezi aplikacemi impulzu přes jednu omotanou vrstvu a přes dvě omotané vrstvy manžety kolem fantomu a hlavně elastického měchýře.

Po zpracování signálů odezev byly vždy poslední tři odpovědi daného typu impulzu na příslušné tlakové hladině zprůměrovány. Níže je uveden příklad výsledných zprůměrovaných hodnot pro činitel tlumení  $\alpha$ , vlastní frekvenci  $f_{n_1}$ , poměrný útlum  $\zeta$  a vlastní frekvenci  $f_{n_2}$  manžety AC2232-03 (zbytek zpracovaných dat se nachází v příloze). Tabulky jsou navíc doplněny pro úplnost o vypočítané hodnoty poddajnosti manžety  $C$  na příslušné tlakové hladině  $p_{hladina}$ . Výpočet byl odvozen z rovnice 1.3, kde  $\Delta p = 2$  a příslušné objemy (s přesností na dvě desetinná místa) při tlacích  $p_{hladina} \pm 1 \text{ mmHg}$  byly získány z reprezentativních V-p charakteristik.

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	69,9409	92,47	0,1264	93,22	0,340
120 mmHg	66,9369	91,81	0,1167	92,45	0,200
180 mmHg	64,1305	91,05	0,1120	91,43	0,155
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	68,8501	93,10	0,1299	93,89	
120 mmHg	66,3613	92,88	0,1112	93,46	
180 mmHg	63,0257	91,74	0,1083	92,29	

**Tabulka 7.1:** Parametry impulzní odezvy manžety Adult 11 Durable

Oba způsoby výpočtů vlastních frekvencí  $f_{n_1}$  a  $f_{n_2}$  vyšly pro všechna měření s maximálním rozdílem 1 Hz, přičemž všechny hodnoty  $f_{n_1}$  byly nižší jak hodnoty  $f_{n_2}$ .

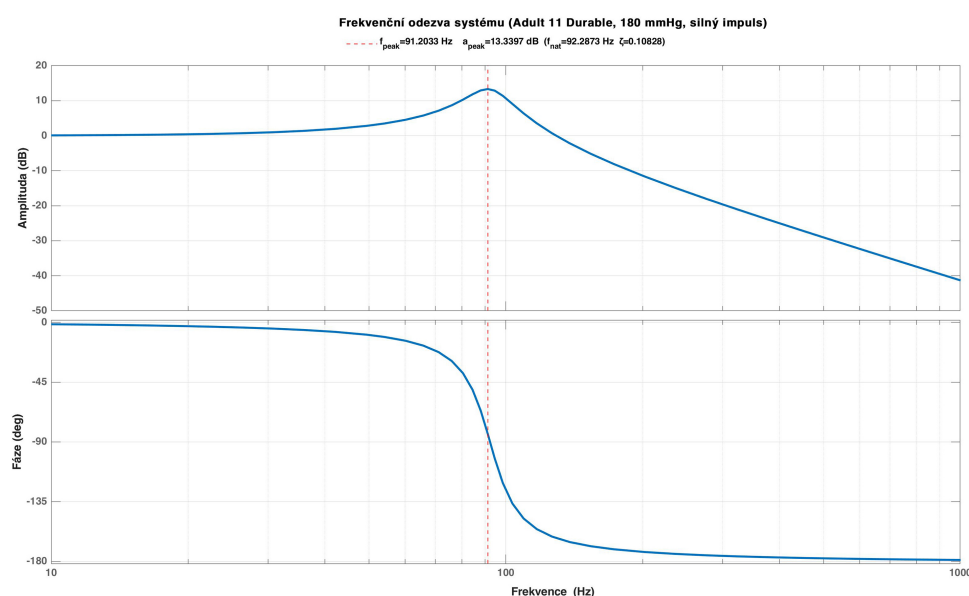
Činitel tlumení  $\alpha$  s rostoucí tlakovou hladinou u manžet klesal, výjimky tvořily manžety NIBP UP (výsledky pro jednu vrstvu při aplikaci silnějšího pulzu) a boso (nová, zn. 2) (při aplikaci silnějšího pulzu), kdy činitel tlumení  $\alpha$  dosáhl nejnižší hodnoty při tlaku 120 mmHg.

Také poměrný útlum  $\zeta$  s vyššími hladinami tlaku klesal. Opět se zde objevily výjimky, kde poměrný útlum  $\zeta$  dosáhl své nejvyšší/nejnižší hodnoty právě na

prostřední tlakové hladině. Jmenovitě se jednalo o manžety VitalCheck (při aplikaci slabšího pulzu), NIBP UP (výsledky pro jednu vrstvu při aplikaci silnějšího pulzu), Omron (HEM-CR24) (při aplikaci obou pulzů), Omron (obézní) (při aplikaci silnějšího pulzu), boso (nová, zn. 2) (při aplikaci silnějšího pulzu) a Type M-1 (při aplikaci silnějšího pulzu).

Poddajnost  $C$  se u všech manžet chovala dle předpokladů, kdy s vyšším tlakem v systému manžety hodnota  $C$  klesala, což znamená, že manžety měly při vyšších tlacích a objemech menší tendence se dále roztahovat

Po dosažení zprůměrovaných hodnot vlastní frekvence  $f_{n_2}$  (přepočteno na  $\omega_n$  a poměrného útlumu  $\zeta$  do vzorce 4.25 byl vytvořen pro jednotlivé typy pulzů a tlakové hladiny Bodeho diagram (příklad Bodeho diagramu manžety Adult 11 Durable obr. 7.6).



**Obrázek 7.6:** Bodeho diagram manžety Adult 11 Durable

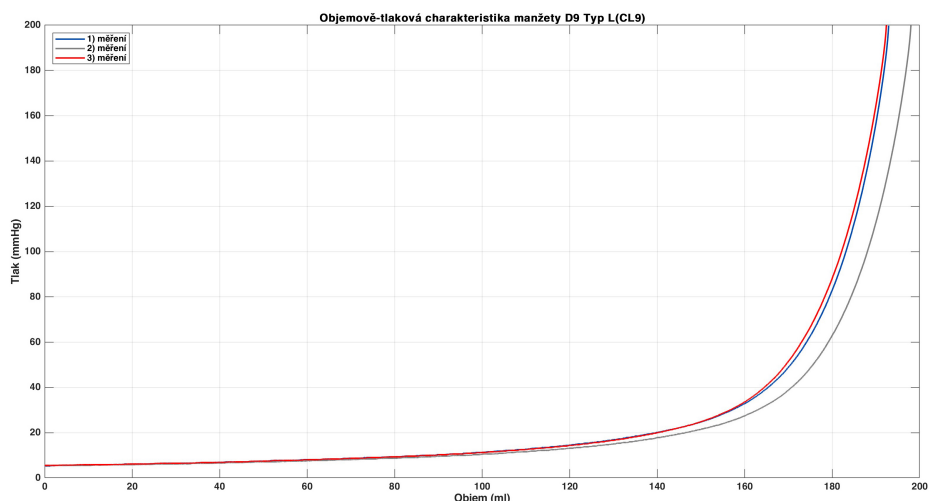
U všech vykreslených Bodeho diagramů lze pozorovat rezonanční překmitý v amplitudové odpovědi. Jak se potvrdilo, pro málo tlumené systémy druhého řádu ( $\zeta < 1$ ) se budou systematicky objevovat rezonanční překmitý u hodnot  $\zeta < 0,707$ . Ve výsledcích si bylo možné povšimnout, že rezonanční překmit s drobnou odchylkou (maximálně 2 Hz) odpovídá hodnotě vlastní frekvence  $f_{n_2}$ .

## 7.4 V-p charakteristiky a impulzní odezvy

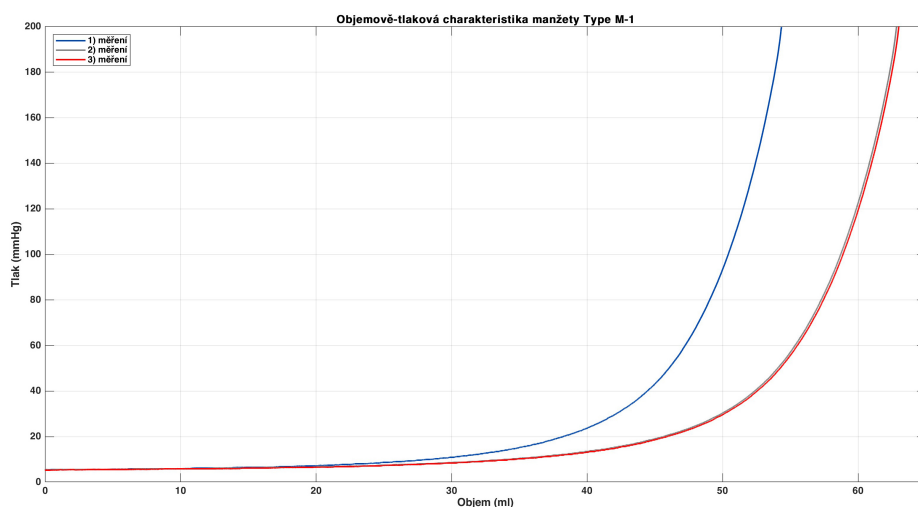
Poslední experimentální část se měla pokusit dát dohromady měření V-p charakteristiky pomocí upraveného systému a při identickém nastavení manžety zároveň provést také měření impulzních odezvy. Manžeta tak musela z důvodu identického nastavení/utažení být pro obě části měření nasazena na papírový tubus přípravku popsáno v sekci 6.4.

Původně toto měření proběhlo na manžetách NIBP UP, boso (nová, zn. 2),

Type M-1 a D9 Typ L(CL9), nicméně první dvě zmiňované manžety musely být nakonec při zpracování dat vynechány, jelikož při snímání V-p charakteristik došlo k poškození dat ze senzoru tlaku. Zbylé dvě manžety poté při bližším přezkoumání již vykazovaly správné tlakové hodnoty.



Obrázek 7.7: V-p charakteristiky manžety D9 Typ L(CL9)



Obrázek 7.8: V-p charakteristiky manžety Type M-1

Z grafů na obr. 7.7 a 7.8 je patrné, že V-p charakteristiky opět nabývají exponenciálního průběhu, nicméně reprodukovatelnost u manžety Type M-1 není natolik přesná jako u manžety D9 Typ L(CL9).

V tab. 7.2 a 7.3 jsou opět uvedeny výsledky zprůměrovaných hodnot pro činitel tlumení  $\alpha$ , vlastní frekvenci  $f_{n1}$ , poměrný útlum  $\zeta$ , vlastní frekvenci  $f_{n2}$  obou manžety a hodnoty poddajnosti manžety  $C$ . Příslušné objemy byly tentokrát získány z naměřených V-p charakteristik jako průměrné hodnoty všech naměřených křivek s přesností na čtyři desetinná místa.

$\Delta p = 0,63$  mmHg a byly užity hodnoty tlaků pro  $p_1 = \{70, 36; 120, 28; 180, 31\}$  a pro  $p_2 = \{69, 73; 119, 65; 179, 68\}$ .

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	47,9874	51,17	0,1424	51,69	0,104
120 mmHg	46,5714	51,25	0,1328	51,71	0,054
180 mmHg	43,7907	50,42	0,1308	50,86	0,019
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	47,3475	51,02	0,1388	51,52	
120 mmHg	45,6844	51,28	0,1308	51,73	
180 mmHg	45,5187	51,20	0,1315	51,64	

**Tabulka 7.2:** Parametry impulzní odezvy manžety D9 Typ L(CL9)

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	85,2896	119,88	0,0933	120,41	0,036
120 mmHg	80,1287	119,64	0,0920	120,15	0,026
180 mmHg	73,5329	121,21	0,0868	121,67	0,015
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	71,6124	121,58	0,0891	122,07	
120 mmHg	75,1964	121,09	0,0929	121,62	
180 mmHg	76,4916	121,09	0,0937	121,63	

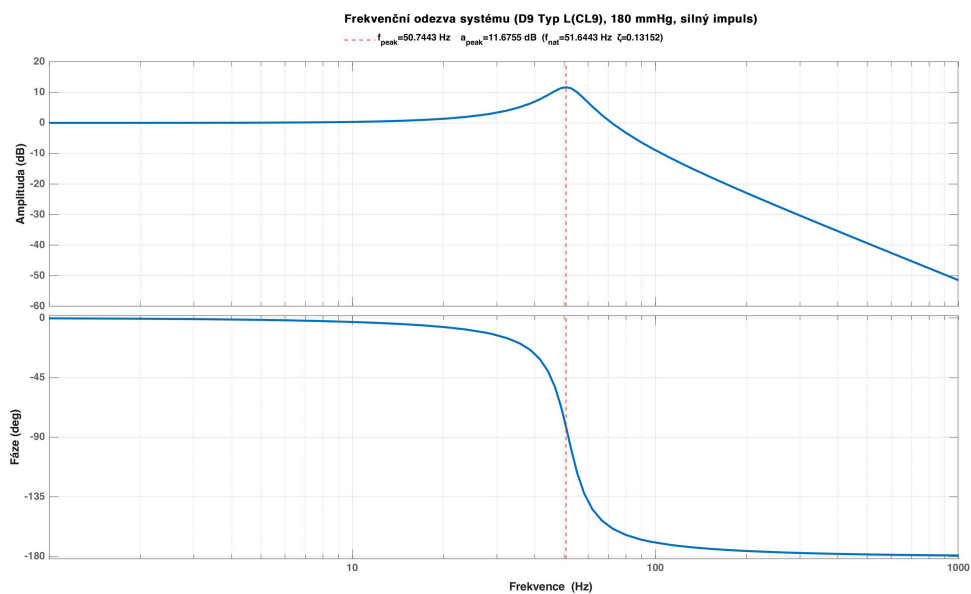
**Tabulka 7.3:** Parametry impulzní odezvy manžety Type M-1

Znovu se potvrdilo, že oba způsoby výpočtů vlastních frekvencí  $f_{n_1}$  a  $f_{n_2}$  vychází pro měření s maximálním rozdílem 1 Hz (zde dokonce i méně), přičemž opět všechny hodnoty  $f_{n_1}$  byly nižší jak hodnoty  $f_{n_2}$ .

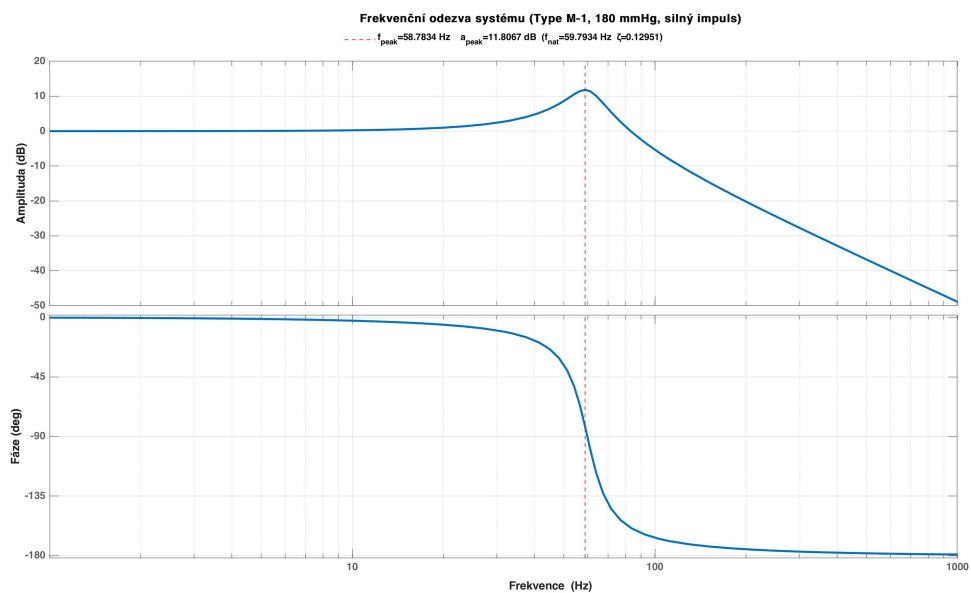
Činitel tlumení  $\alpha$  u obou manžet s rostoucí tlakovou hladinou klesal. Podobné tendence měl i poměrný útlum  $\zeta$ , ale objevily se výjimky, kde poměrný útlum  $\zeta$  dosáhl své nejvyšší/nejnižší hodnoty na prostřední tlakové hladině. Zmíněné se vyskytlo u manžety D9 Typ L(CL9) při aplikaci silnějšího pulzu a u Type M-1 při aplikaci slabšího pulzu. Poddajnost  $C$  se u obou manžet chovala stejně jako v předchozím typu měření.

Po dosazení zprůměrovaných a přepočtených hodnot  $\omega_n$  a  $\zeta$  do vzorce 4.25 byly vykresleny Bodeho diagramy (příklad Bodeho diagramu obou manžet obr. 7.9 a 7.10). Opět podle předpokladu bylo možné pozorovat v diagramech rezonanční překmit v amplitudové odpovědi a i zde platilo, že rezonanční překmit s drobnou odchylkou odpovídá hodnotě vlastní frekvence  $f_{n_2}$ .





**Obrázek 7.9:** Bodeho diagram manžety D9 Typ L(CL9)



**Obrázek 7.10:** Bodeho diagram manžety Type M-1



## Kapitola 8

### Diskuze

Předešlé kapitoly se snažily přiblížit důvod, proč nejen nyní v rámci této diplomové práce, ale také i do budoucna, je důležité bližší zkoumání přenosové funkce okluzivních manžet.

Na zkoumaném souboru manžet byla nejdříve provedena série měření studující průběhy V-p charakteristik. Jak se postupem času při měření a následném zpracování dat ukázalo, bylo potřeba udělat několik zásahů do původní metodiky měření a samotného měřicího přípravku V-p charakteristik. Tento přípravek složený z průtokoměru, senzoru tlaku, rigidních spojovacích trubiček, ventilu a motorku vhánějící vzduch do soustavy měl za úkol nasnímat v definovaném počtu kroků při vypouštění vzduchu z manžety data vykreslující tyto charakteristiky.

Jak se po prvním měření ukázalo, nativní aplikace pro ovládání přípravku selhala, jelikož nebylo možné měnit zmíněný počet kroků a tím pádem i počet vzorků, které byly vynášeny do V-p grafů. Právě nízký počet vzorků způsobil, že V-p křivky mají schodovitý charakter, který je obzvláště v oblastech běžné fyziologických tlaků nežádoucí. Proto bylo potřeba vzorky dále zpracovávat v prostředí MATLAB R2023b, kde došlo k aproximaci pomocí křivek nafitovaných na zmíněná data. Tyto křivky, jak si bylo možné povšimnout, se ve svých tvarech poměrně výrazně lišily. Objevilo se hned několik faktorů, které měly na výsledný tvar vliv.

Mezi prvními důvody je zcela jistě potřebné zmínit nesprávně zvolenou konfiguraci plastového fantomu, jenž sloužil při měření jako lidská paže. Z grafů je poměrně jasně zřetelné, že výstupní V-p charakteristiky se liší, i když je použita konfigurace menší/větší o pouhých 6 cm. V momentě, kdy je fantom menší o těchto 6 cm, je umožněno manžetě vehnat do svého měchýře více vzduchu a tím pádem tlak uvnitř stoupá méně strměji, což se samozřejmě projeví posunem V-p charakteristik v grafu do oblasti vyšších objemů (vpravo). Dalším vlivem na tvar bylo utažení samotné manžety okolo zmíněného fantomu. Během opakovaných měření výstupních V-p křivek vznikl také požadavek sledovat, zdali se budou tvary křivek měnit při silnějším obepnutí manžety. S výjimkou opačného chování jedné manžety se potvrdil předpoklad, který pracoval s tvrzením, že nastane podobný jev jako při špatně zvolené konfiguraci fantomu a tedy, že s volnějším utažením manžety se budou výsledné V-p křivky posunovat v grafu do oblasti vyšších objemů (vpravo). Tento vliv také z části rozbil představy o jednoduchosti reprodukovatelnosti

měření V-p charakteristik. Jak se ukázalo, dokud utažení manžet nebylo měněno, V-p křivky měly ve většině případů tendence opakovat stejný průběh. Pokud se však s utažením začalo manipulovat, dalo se manžety rozdělit do skupin, které buď nebyly utažením tolik ovlivněny nebo se dle daného utažení V-p křivky shlukovaly anebo na pár příkladů manžet, které se chovaly zcela náhodně.

Zpracování dat také odhalilo, že měřicí přípravek nebyl systematicky schopný dosahovat požadovaného tlaku 200 mmHg. Proto bylo potřeba se zaměřit na důvod této chyby. Došlo tak k bližšímu prostudování fungování přípravku a nahlédnutí do ovládacího skriptu. Těsnost přípravku byla vyhodnocena jako dostatečná pro účely této práce, avšak ukázala se chyba v ovládacím skriptu, který nebyl schopný dostatečně rychle snímat zmíněné vysoké tlakové hodnoty, a proto byl nasnímaný signál opožděně vzorkován až při nižších tlacích (cca 185 až 190 mmHg). Proto druhé měření, které opět cílilo na zkoumání V-p charakteristik pracovalo s upraveným měřicím přípravkem a algoritmem, který s dostatečně vysokou vzorkovací frekvencí tyto křivky pravidelně vzorkoval.

Při porovnání výstupů z obou měření bylo zřejmé, že manžety mají dva typy V-p charakteristik. První případ má velmi strmý nástup V-p křivky, která má exponenciální tvar. V druhém případě se V-p křivky v jistých částech linearizují, a proto například i při procesu fitování bylo vhodnější užít polynomickou aproximaci. Vzhledem k uvedeným zjištěním, že V-p křivky nejsou v celém rozsahu lineární, vzniká důvodná skepse týkající se výstupu měření krevního tlaku oscilometrickou metodou. Přesněji vyjádřeno, zdali nedochází k detekci falešných hodnot systolického a diastolického tlaku získaných z chybně stanovených pracovních bodů obálky signálu superponovaných pulzací na okluzivní manžetě.

Po dokončení všech měření bylo v rámci zkoumání jiné problematiky zahrnující také užitý průtokoměr Aalborg XFM 07 zjištěno, že při měření na tlacích vyšších než je tlak atmosferický dochází k nadhodnocování množství vzduchu, který průtokoměrem proteče. Při bližším zkoumání bylo potvrzeno, že je zde tlaková závislost a byla stanovena rovnice pro přepočítání volumetrického průtoku s ohledem na tlak a teplotu dle vztahu

$$Q_x = Q_s \cdot \left( \frac{P_s}{P_x} \cdot \frac{T_x}{T_s} \right), \quad (8.1)$$

kde  $P_s$  je standardní kalibrační tlak (101,4 kPa),  $T_s$  je standardní kalibrační teplota (294,25 K),  $P_x$  je aktuální tlak,  $T_x$  je aktuální teplota (v Kelvinech),  $Q_s$  je průtok za standardního tlaku a teploty a  $Q_x$  značí průtok za aktuální teploty a tlaku měření. Toto zjištění se samozřejmě týká i naměřených V-p charakteristik, které podle uvedené rovnice k přepočtu jsou v dosud prezentované podobě položeny níže než ve skutečnosti a tedy budou zdaleka více nelineární, než byly dosud prezentovány.

Dále je potřeba uvažovat možný vliv přívodní trubičky, která spojuje měchýř manžety se samotným měřicím přístrojem. Ve zkoumaném souboru bylo možné se setkat s nejrůznějšími typy manžet, ať už uvažujeme jejich velikost, materiál, ze kterého jsou vyrobeny, stáří či právě délku a rigidnost

zmíněné přívodní trubičky. Nebylo možné u všech manžet použít při měření identickou trubičku, jelikož některé manžety mají tento vývod vytvořený jako pevnou součást svého elastického měchýře. To znamená, že při odpojení této trubičky by došlo k nenávratnému poškození celého systému. Proto zmiňuji spíše pro zamyšlení, že výše popsané efekty se budou zcela jistě objevovat i při užití vysoce rigidní trubičky o objemu cca 8 ml anebo například podstatně méně rigidní trubičky o vyšším objemu. Tyto efekty budou poté ovlivňovat podoby zde zkoumaných V-p charakteristik.

Druhý typ měření provedeného v rámci této diplomové práce se věnuje zkoumání přenosových charakteristik stejného souboru manžet. Pomocí aplikace impulzu ve formě rány kyvadla dvou různých intenzit měřicího přípravku byla na manžetách sledována impulzní odezva, ze které byly následně získávány parametry jako činitel tlumení  $\alpha$ , poměrný útlum  $\zeta$ , vlastní frekvence  $f_n$  a také byla k těmto parametrům dopočítávána hodnota poddajnosti manžety  $C$  dle výsledků z předchozího typu měření. Odezvy byly studovány na zájmových tlakových hladinách a to na 70 mmHg, 120 mmHg a 180 mmHg. Z výčtu parametrů bylo poté dále užito právě poměrného útlumu  $\zeta$  a vlastní frekvence  $f_n$  ke stanovení přenosové funkce manžet a z ní vytvoření amplitudové a fázové charakteristiky ve formě tzv. Bodeho diagramu. V těchto diagramech bylo možné pozorovat u všech manžet rezonanční překmit na frekvenci, která signál z manžet nejvíce zkresluje.

Ukázalo se, že vypočítané hodnoty u obou druhů impulzů (slabší/silnější) se po zprůměrování několika realizací v rámci stejného nastavení téměř neliší. Toto obzvlášť platilo pro vlastní frekvenci  $f_n$  a poměrný útlum  $\zeta$ . Dále bylo pozorováno, že s rostoucí tlakovou hladinou, na které byly manžety zkoumány, klesá dopočítaná hodnota poddajnosti manžety (dle dřívějších předpokladů). Jelikož je elastický měchýř z větší části či zcela naplněn vzduchem, po aplikaci impulzu na manžetu tak bylo možné sledovat menší amplitudu kmitů odezvy, což se dále projevilo menšími hodnotami činitele tlumení  $\alpha$  a poměrného útlumu  $\zeta$ . Lze tedy konstatovat, že při nižších tlacích je manžeta ochotna lépe přenášet signál impulzu do svého objemu než při tlacích vyšších.

Opět je potřeba zdůraznit vliv nadhodnocování měření průtoku vzduchu průtokoměrem Aalborg XFM 07, jelikož zde byly ovlivněny hodnoty vypočítaných poddajností. Tyto dopočítané hodnoty jsou podle výše uvedené logiky věci a výpočtu tedy nižší než v realitě skutečně jsou.

Třetí typ měření měl za úkol spojit oba výše popsané přístupy a zkusit tak vytvořit komplexní popis vybraných manžet D9 Typ L(CL9) a Type M-1. V průběhu celého experimentu nebylo s manžetami po úvodním nastavení/utažení okolo papírového tubusu přípravku k měření impulzních odezev jinak manipulováno. Zamezení změny utažení manžety v průběhu všech provedených měření mělo eliminovat tento výše popsaný vliv na výstup. Poznatky uvedené v dřívějších odstavcích platily i zde. U obou manžet vyšly V-p charakteristiky s nelineárním průběhem, u manžety D9 Typ L(CL9) navíc s lepší reprodukovatelností. Vypočítané parametry z měření impulzních odezev opět odpovídaly výše popsanému mechanismu, kdy s vyšším tlakem klesala poddajnost  $C$ , amplituda kmitů, činitel útlumu  $\alpha$  a poměrný útlum  $\zeta$ . Navíc většina těchto naměřených parametrů u manžety Type M-1 poměrně přesně

odpovídala výsledkům z předchozího druhého typu měření, což posloužilo jako ověření správnosti měření a zpracování. I zde bylo po dosazení do přenosové funkce a vytvoření Bodeho diagramů možné pozorovat rezonanční překmity.

Tato diplomová práce zkoumala v rámci série provedených měření pouze omezené množství faktorů a parametrů, které mohou ovlivňovat výstupy při měření krevního tlaku. Zcela jistě se právě v tomto zaměření otevírá velké množství prostoru pro další bádání a experimentování. Jako další možnost objevování funkcí manžety se jeví oblast impulzních odezev a například periodická aplikace impulzního signálu. Stejně tak by bylo velmi nápomocné se pokusit stanovit vhodnou sílu utažení a vytvořit tak pomyslnou univerzální formuli pro řešení této problematiky.

## Závěr

Tato diplomová práce se věnovala zkoumání problematiky fyzikálních charakteristik okluzivních manžet. Jmenovitě se jedná o objemově-tlakové charakteristiky, zkráceně V-p charakteristiky, a přenosové funkce tohoto druhu manžet. V první, teoretické, části byla provedena rešerše týkající se fyziologie krevního tlaku, důležitosti sledování jeho parametrů a zároveň byl představen princip měření krevního tlaku, a to hlavně pomocí neinvazivní oscilometrické metody. Také byly definovány matematické postupy potřebné k analýze dat v praktické části této diplomové práce.

V druhé, praktické, části se práce věnuje popisu zkoumaného souboru manžet, konfiguraci fantomu sloužícímu při měření jako náhrada lidské paže, konstrukcím měřicích přípravků, metodikám obou typů měření a následnému způsobu analýzy dat. Jsou také zmíněny úpravy jednoho z měřicích přípravků, které bylo potřebné provést v průběhu měření V-p charakteristik. V kapitole Výsledky jednotlivých měření se práce pozastavuje nad naměřenými hodnotami a poukazuje na případné problémy a poznatky, které se při měření či zpracování dat vyskytly. V následující kapitole Diskuze se poté práce snaží zmíněné problémy a poznatky přiblížit a je-li možné vysvětlit jejich vznik a důsledek na data či celý výstup.

U výstupních V-p charakteristik, které byly studovány, se práce mimo jiné zaměřuje na popis hlavních vlivů, jež mají dopad na jejich tvar a reprodukovatelnost. Mezi impulzními odezvami manžet byly například pozorovány rozdíly napříč různými tlakovými hladinami v nafouknuté manžetě a naopak byly vyloučeny rozdíly při aplikaci dvou odlišně silných impulzů. Na základě zanalyzovaných parametrů impulzních odezev byly vytvořeny přenosové funkce manžet, ze kterých byly také následně vykresleny i Bodeho diagramy amplitudových a fázových charakteristik manžet.

Lze konstatovat, že tato práce přispívá k lepšímu porozumění procesu neinvazivního měření krevního tlaku oscilometrickou metodou a poukazuje na důležitost důkladného zkoumání faktorů ovlivňujících přesnost tohoto typu měření. Tyto poznatky by mohly být základem dalších prací, věnujících se tématu okluzivních manžet, které by mohly mít například významný dopad na klinickou praxi v oblasti spolehlivosti diagnostiky a monitorování krevního tlaku pacientů.





## Seznam symbolů a seznam zkratek

Symbol	Jednotka	Význam
$a_i$		koeficienty parametrů systému
$a_{peak}$	[dB]	amplituda rezonančního překmitu
$A$		amplituda
$A_n, A_{n+1}$		amplitudy kmitů
$b_j$		koeficienty parametrů systému
$b_m$		koeficient zesílení
$B$		amplituda
$C$	[ml · mmHg <sup>-1</sup> ]	poddajnost
$d$	[m]	průměr trubice
$E$	[mmHg · ml <sup>-1</sup> ]	elastance
$f_n$	[Hz]	vlastní frekvence
$f_{n1}, f_{n2}$	[Hz]	frekvence vlastních tlumených kmitů
$f_{peak}$	[Hz]	frekvence rezonančního překmitu
$\mathcal{F}$		Fourierova transformace
$\mathcal{F}^{-1}$		zpětná Fourierova transformace
$g$	[m · s <sup>-2</sup> ]	tíhové zrychlení
$h$	[m]	výška hladiny
$h(t)$		impulzní charakteristika
$H(p)$		Obrazová přenosová funkce
$H(j\omega)$		Frekvenční přenosová funkce
$H_m$		Modul frekvenční přenosové funkce
$H_\varphi$		Fáze frekvenční přenosové funkce
$i$		diskrétní celočíselná proměnná
$j$		diskrétní celočíselná proměnná
$j$		imaginární jednotka

Symbol	Jednotka	Význam
$\mathcal{L}$		Laplaceova transformace
$\mathcal{L}^{-1}$		zpětná Laplaceova transformace
$m$		stupeň polynomu
$n$		stupeň polynomu
$n$		diskrétní celočíselná proměnná
$p$	[Pa]	tlak
$p$		Laplaceova komplexní proměnná
$p_{hladina}$	[mmHg]	stejnoseměrný pracovní tlak
$p_n$		póly přenosu systému
$P_s$	[Pa]	standardní tlak
$P_x$	[Pa]	aktuální tlak
$Q_s$	[ml/min]	průtok za standardní teploty a standardního tlaku
$Q_x$	[ml/min]	průtok za aktuální teploty a aktuálního tlaku
$R$	[-]	Reynoldsovo číslo
$t$	[s]	čas
$t_0$	[s]	počáteční čas
$t_n$	[s]	čas v bodě $n$
$T$	[s]	perioda
$T_s$	[K]	standardní teplota
$T_x$	[K]	aktuální teplota
$v$	[m · s <sup>-1</sup> ]	rychlost
$V$	[l]	objem
$X(p)$		Laplaceův obraz vstupní funkce
$x(t)$		vstupní funkce
$X$		amplituda
$y(t)$		výstupní funkce
$y_0(t)$		obecné řešení homogenní rovnice
$y_p(t)$		řešení partikulární rovnice
$Y(p)$		Laplaceův obraz výstupní funkce
$z_m$		nulové body přenosu systému
$\alpha$	[-]	činitel tlumení
$\delta(t)$	[-]	Diracův jednotkový impulz
$\delta$	[-]	logaritmický dekrement útlumu

Symbol	Jednotka	Význam
$\Delta$		symbol změny, rozdílu
$\eta$	[Pa · s]	dynamická viskozita
$\varphi_x$	[rad]	fázový úhel
$\lambda_1, \lambda_2$		kořeny charakteristické rovnice
$\rho$	[kg · m <sup>-3</sup> ]	hustota
$\sigma$	[-]	koeficient tlumení
$\omega$	[rad · s <sup>-1</sup> ]	úhlová frekvence
$\omega_n$	[rad · s <sup>-1</sup> ]	vlastní úhlová frekvence
$\omega_r$	[rad · s <sup>-1</sup> ]	rezonanční (kruhový) kmitočet
$\zeta$	[-]	poměrný útlum

Zkratka	Význam
A/D	analogově/digitální
A-V	atrio-ventrikulární
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
BHS	British Hypertension Society
DC	Direct Current (stejnoseměrný proud)
DHL	Deutsche Hochdruckliga
DP	Diastolic Pressure (diastolický tlak)
ESH	European Society of Hypertension
IIR	Infinite Impulse Response (nekonečná impulsní odezva)
ISO	International Organization for Standardization
LCD	Liquid Crystal Display (displej z tekutých krystalů)
MMA	Maximum Amplitude Algorithm
MP	Mean Pressure (střední tlak)
PP	Pulse Pressure
RLC	obvod obsahující rezistor, cívku a kondenzátor
SP	Systolic Pressure (systolický tlak)
V-p	objemově-tlakové





## Bibliografie

- [1] BABBS, C. F. Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2012, **11**(56) [cit. 2024-04-10]. DOI: 10.1186/1475-925X-11-56
- [2] BAKER, P. D.; WESTENSKOW, D. R.; KÜCK, K. Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1997, **35**(3), 271–278. DOI: 10.1007/BF02530049
- [3] BATZEL, J. J.; KAPPEL, F.; SCHNEDITZ, D.; TRAN, H. T. *Cardiovascular and Respiratory Systems: Modeling, Analysis, and Control*. Society for Industrial and Applied Mathematics, 2007. ISBN 978-0-89871-617-7. DOI: 10.1137/1.9780898717457
- [4] *Blood Pressure Chart* [online]. In: Clinica Britannia, 2024 [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: <https://clinicabritannia.com/tag/high-blood-pressure/#iLightbox/gallery>/0
- [5] BOGATU, L. I.; TURCO, S.; MISCHI, M.; MUEHLSTEFF, J.; WÖRLEE, P. An Experimental Study on the Blood Pressure Cuff as a Transducer for Oscillometric Blood Pressure Measurements. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* [online]. 2021, **70**, 1–11 [cit. 2024-03-20]. DOI: 10.1109/TIM.2020.3023218
- [6] DAVÍDEK, Vratislav. *Laplaceova transformace: Stabilita spojitých systémů* [online]. In: Inovace VOV, 2019 [cit. 2024-05-10]. Dostupné z: <https://www.vovcr.cz/odz/tech/222/page04.html>
- [7] DRZEWIECKI, G.; BANSAL, V.; KARAM, E.; HOOD, R.; APPLE, H. Mechanics of the occlusive arm cuff and its application as a volume sensor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1993, **40**(7), 704–708. DOI: 10.1109/10.237700
- [8] *Ejection Fraction* [online]. In: Cleveland Clinic, 2022 [cit. 2024-04-20]. Dostupné z: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/16950-ejection-fraction/>

- [9] FLORAS, J. S. Blood Pressure Variability: A Novel and Important Risk Factor. *The Canadian Journal of Cardiology* [online]. 2013, **29**(5), 557–563 [cit. 2024-05-08]. ISSN 0828-282X. DOI: 10.1016/j.cjca.2013.02.012
- [10] FOROUZANFAR, M.; DAJANI, H. R.; GROZA, V. Z.; BOLIC, M.; RAJAN, S.; BATKIN, I. Oscillometric Blood Pressure Estimation: Past, Present, and Future. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2015, **8**, 44–63. DOI: 10.1109/RBME.2015.2434215
- [11] HALL, J. E. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 12th ed. Philadelphia: Saunders, 2010. ISBN 978-1416045748
- [12] *History Of The Measurement Of Blood Pressure* [online]. In: South Australian Medical Heritage Society, 2015 [cit. 2024-05-05]. Dostupné z: [https://www.samhs.org.au/Virtual%20Museum/Medicine/Blood\\_pressure/Blood\\_pressure.html](https://www.samhs.org.au/Virtual%20Museum/Medicine/Blood_pressure/Blood_pressure.html)
- [13] HOLČÍK, J.; KOMENDA, M. (eds.) a kol. *Matematická biologie: e-learningová učebnice* [online]. 1. vyd. Masarykova univerzita, 2015 [cit. 2024-05-15]. ISBN 978-80-210-8095-9
- [14] HRUŠKOVÁ, J.; JAKUBÍK, J.; HENDRYCH, M.; PAŠTĚKA, R.; SVAČINOVÁ, J.; BUDINSKAYA, K.; KULAJOVÁ, V.; VEJTASOVÁ, V.; NOVÁKOVÁ, Z. *Fyziologie – teorie k praktickým cvičením* [online]. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2021 [cit. 2024-03-02]. ISSN 1802-128X. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js21/fyziologie/web/index.html>
- [15] KASSAB, G. S. Biomechanics of the cardiovascular system: the aorta as an illustratory example. *Journal of the Royal Society*. 2006, **3**(11), 719–740. ISSN 1742-5689. DOI: 10.1098/rsif.2006.0138
- [16] KORAKIANITIS, T.; SHI, Y. Numerical simulation of cardiovascular dynamics with healthy and diseased heart valves. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, **39**(11), 1964–1982 [cit. 2024-04-10]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.06.016
- [17] KUO, C.-H.; WU, C.-J.; CHOU, H.-C.; CHEN, G.-T.; KUO, Y.-C. Development of a Blood Pressure Measurement Instrument with Active Cuff Pressure Control Schemes. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. 2017, **2017**, 1–15 [cit. 2024-04-10]. DOI: 10.1155/2017/9128745
- [18] *Laminar versus turbulent flow* [online]. In: Musculoskeletal Key, 2021 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://musculoskeletalkey.com/mechanical-dysfunction-of-the-respiratory-system/>
- [19] LANGMEIER, M. a kol. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0
- [20] LIN, C.-T.; LIU, S.-H.; WANG, J.-J.; WEN, Z.-C. Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003, **50**(4), 432–441. DOI: 10.1109/TBME.2003.809502

- [21] LIU, J.; LI, Y.; LI, J.; ZHENG, D.; LIU, C. Sources of automatic office blood pressure measurement error: a systematic review. *Physiological Measurement* [online]. 2022, **43**(9) [cit. 2024-05-10]. DOI: 10.1088/1361-6579/ac890e
- [22] MERSICH, A.; JOBBÁGY, A. Identification of the cuff transfer function increases indirect blood pressure measurement accuracy. *Physiological Measurement*. 2009, **30**(3), 323–333. ISSN 1361-6579. DOI: 10.1088/0967-3334/30/3/007
- [23] MORNSTEIN, V. a kol. *Lékařská fyzika a biofyzika*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2020. ISBN 978-80-210-8984-6
- [24] MOUREK, J. *Fyziologie: Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2
- [25] NITZAN, M. Automatic noninvasive measurement of arterial blood pressure. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*. 2011, **14**(1), 32–37. DOI: 10.1109/MIM.2011.5704808
- [26] O'BRIEN, E. Review: A century of confusion; which bladder for accurate blood pressure measurement? *Journal of Human Hypertension*. 1996, **10**(9), 565–572
- [27] PALATINI, P.; ASMAR, R. Cuff challenges in blood pressure measurement. *The Journal of Clinical Hypertension* [online]. 2018, **20**(7), 1100–1103 [cit. 2024-04-15]. ISSN 1524-6175. DOI: 10.1111/jch.13301
- [28] PENHAKER, M. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3
- [29] ROZMAN, J. a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3
- [30] SCHLICHTING, H.; GERSTEN, K. *Boundary-Layer Theory*. 9th ed. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2016. ISBN 978-3-662-52917-1. DOI: 10.1007/978-3-662-52919-5
- [31] STABOULI, S.; CHAINOGLU, A.; EVRIPIDOU, K.; SIMÃO, C.; ANTZA, C.; PETROU, P.; HAMDANI, G.; CALPE, J.; LURBE, E. Comparison of validation protocols for blood pressure measuring devices in children and adolescents. *Frontiers in Cardiovascular Medicine* [online]. 2022, **9** [cit. 2024-03-19]. ISSN 2297-055X. DOI: 10.3389/fcvm.2022.1001878
- [32] TROJAN, S. a kol. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 978-80-247-0512-5
- [33] URSINO, M.; CRISTALLI, C. A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1996, **43**(8), 761–778. DOI: 10.1109/10.508540
- [34] WAX, D. B.; LIN, H.-M.; LEIBOWITZ, A. B. Invasive and Concomitant Noninvasive Intraoperative Blood Pressure Monitoring. *Anesthesiology*. 2011, **115**(5), 973–978. ISSN 0003-3022. DOI: 10.1097/ALN.0b013e3182330286

- [35] WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 4th ed. Wiley, 2009. ISBN 978-0471-67600-3
- [36] WEBSTER, J. G. *The Physiological Measurement Handbook*. 1st ed. CRC Press, 2014. ISBN 978-1439808474
- [37] YARTSEV, A. *Invasive and non-invasive measurement of blood pressure* [online]. In: *Deranged Physiology*, 2020 [cit. 2024-04-10]. Dostupné z: <https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/cardiovascular-system/Chapter%20752/invasive-and-non-invasive-measurement-blood-pressure>
- [38] YARTSEV, A. *Systolic, diastolic and mean arterial blood pressure* [online]. In: *Deranged Physiology*, 2015 [cit. 2024-04-09]. Dostupné z: <https://www.derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/cardiovascular-system/Chapter%20035/systolic-diastolic-and-mean-arterial-blood-pressure>
- [39] ZEMÁNEK, I.; HAVLÍČEK, V. *Elektrické obvody 2*. 1. vyd. České vysoké učení technické v Praze, 2008. ISBN 978-80-01-03971-7





## Přílohy



# Příloha A

## Seznam odevzdaných složek se soubory

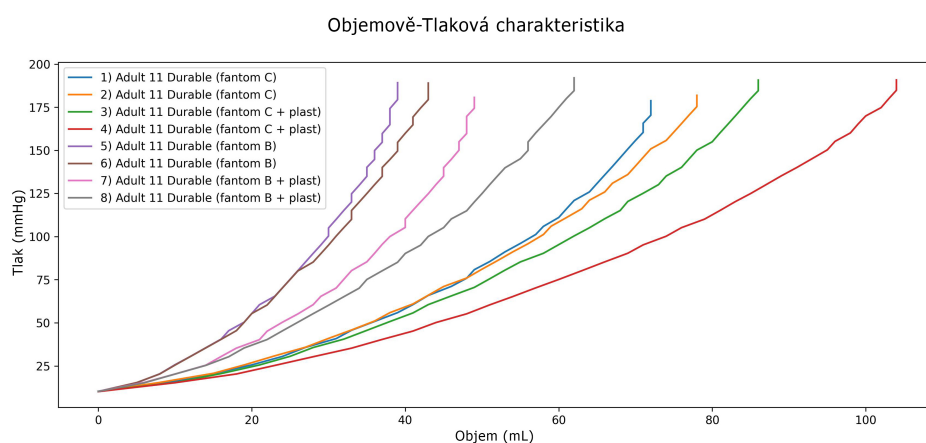
```
viktorinova_dp_prilohy
├── 1) vp_charakteristiky_reprodukovatelnost
│   ├── data
│   └── grafy
├── 2) vp_charakteristiky
│   ├── data+skripty_zpracovani+fit
│   ├── grafy
│   │   └── mereni
│   └── reprezentativni_krivky
├── 3) vp_charakteristiky_2
│   ├── data+skripty_zpracovani
│   └── grafy
├── 4) impulzni_odezvy
│   ├── bode_grafy
│   └── data+skript_zpracovani+parametry
├── 5) vp_charakteristiky+impulzni_odezvy
│   ├── data+skripty_zpracovani+parametry
│   └── grafy
└── arduino_ovladaci_skripty
```



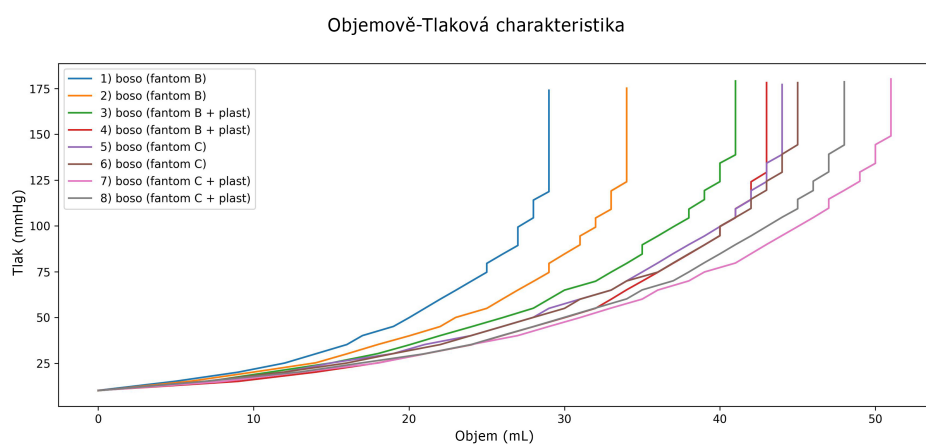
## Příloha B

### Výstupní grafy z měření V-p charakteristik

#### B.1 Reprodukovatelnost V-p charakteristik

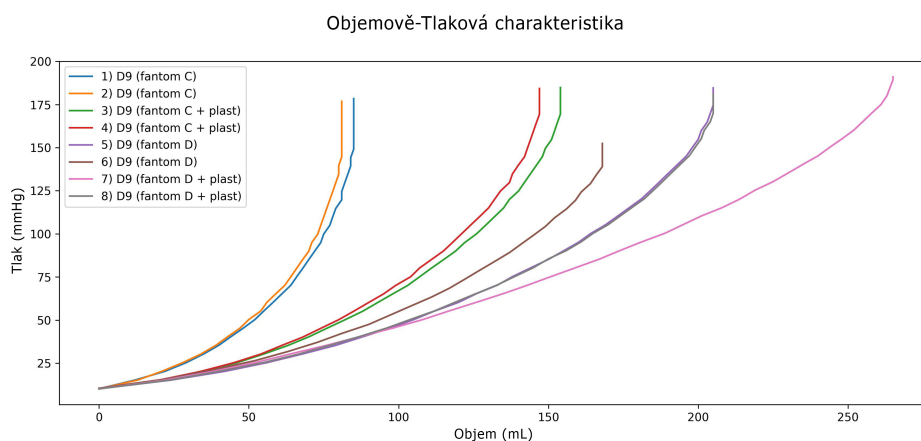


Obrázek B.1: V-p charakteristika manžety Adult 11 Durable

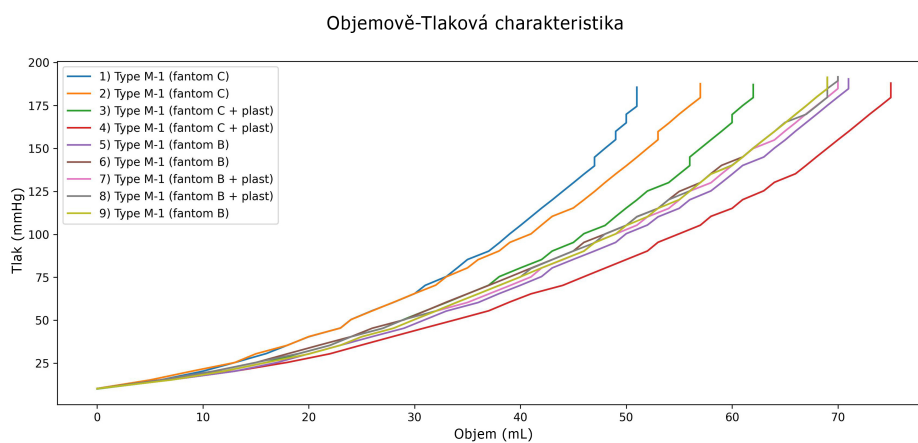


Obrázek B.2: V-p charakteristika manžety bosó

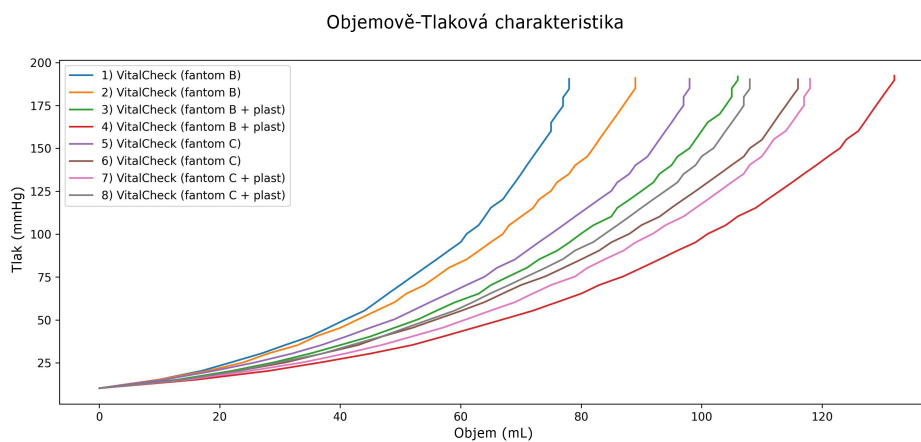
B. Výstupní grafy z měření V-p charakteristik



Obrázek B.3: V-p charakteristika manžety D9 Typ L(CL9)

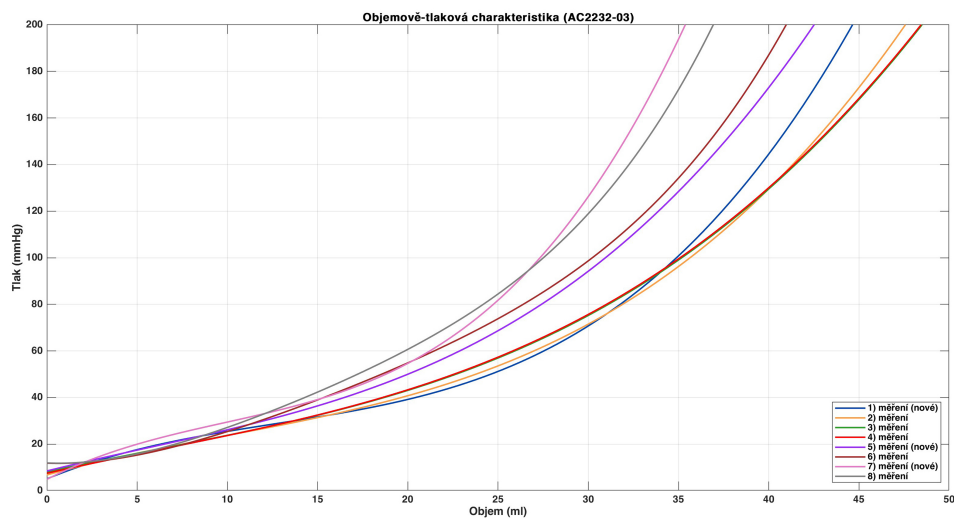


Obrázek B.4: V-p charakteristika manžety Type M-1

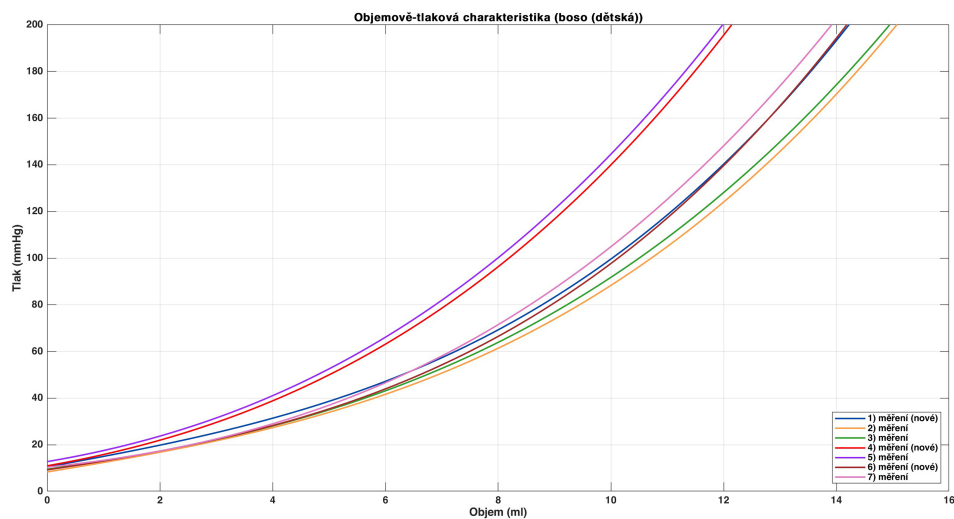


Obrázek B.5: V-p charakteristika manžety VitalCheck (CVC4201)

## B.2 V-p charakteristiky (MATLAB)

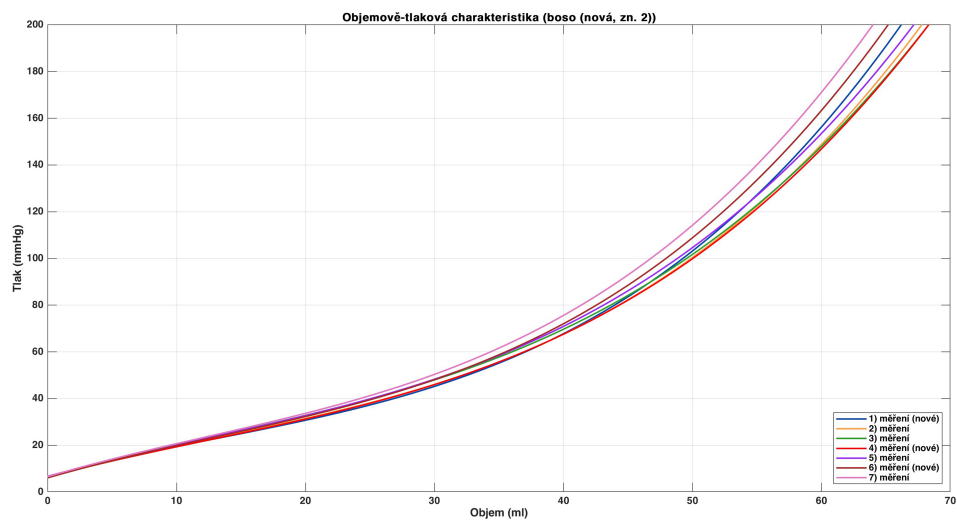


Obrázek B.6: V-p charakteristiky manžety AC2232-03

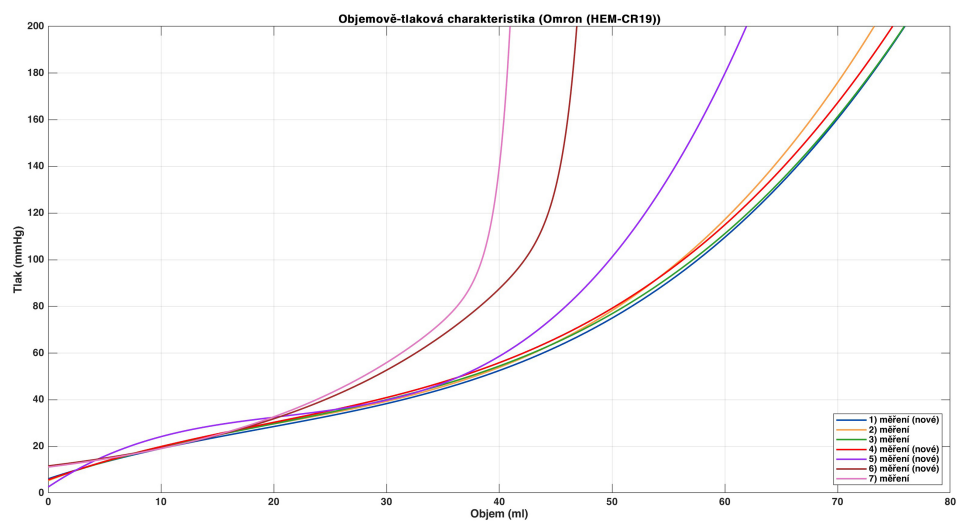


Obrázek B.7: V-p charakteristiky manžety boso (dětská)

B. Výstupní grafy z měření V-p charakteristik

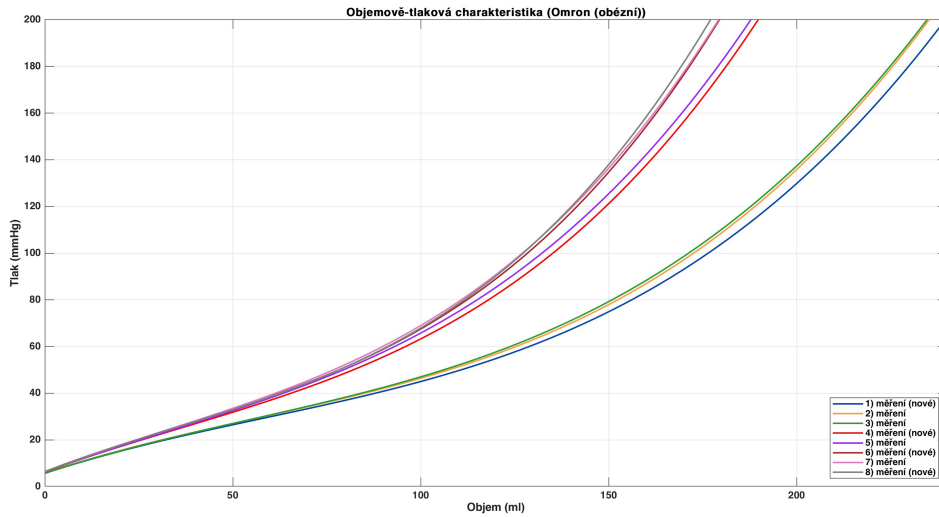


Obrázek B.8: V-p charakteristiky manžety boso (nová, zn. 2)

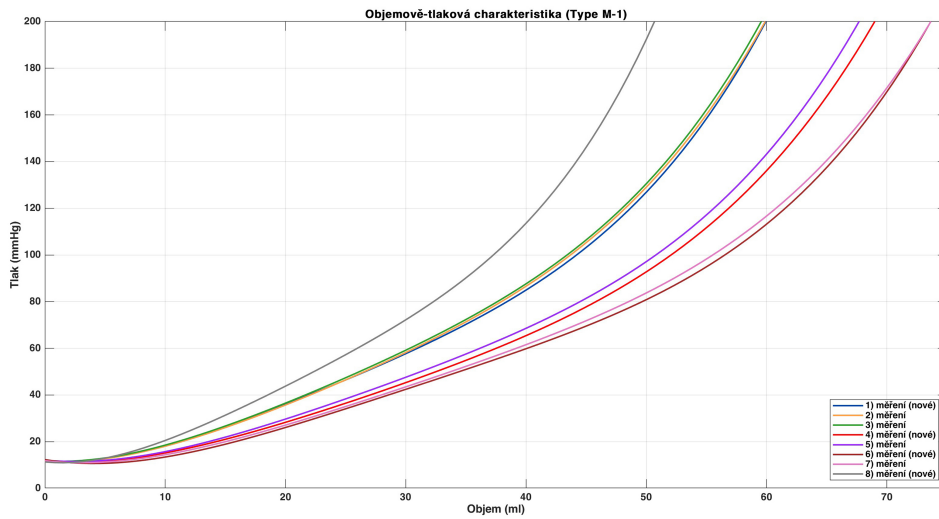


Obrázek B.9: V-p charakteristiky manžety Omron (HEM-CR19)



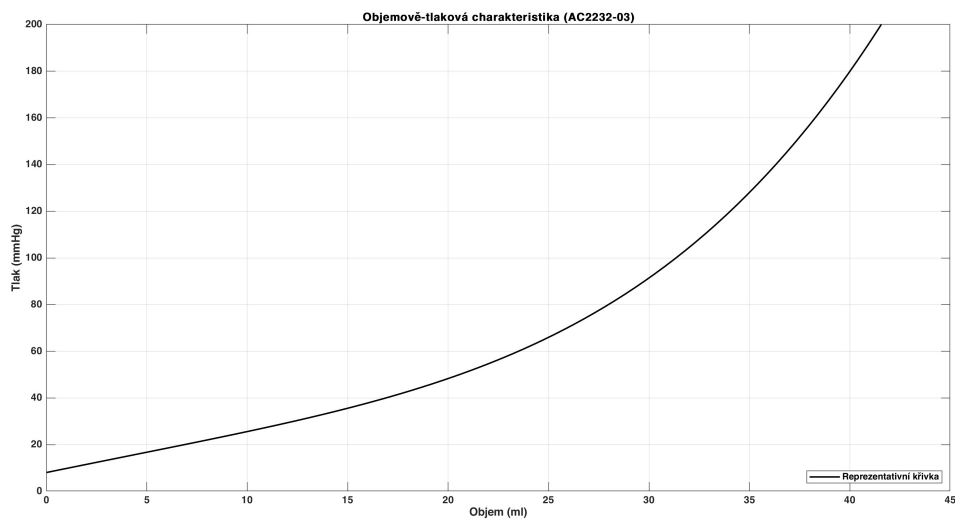


Obrázek B.10: V-p charakteristiky manžety Omron (oběžní)

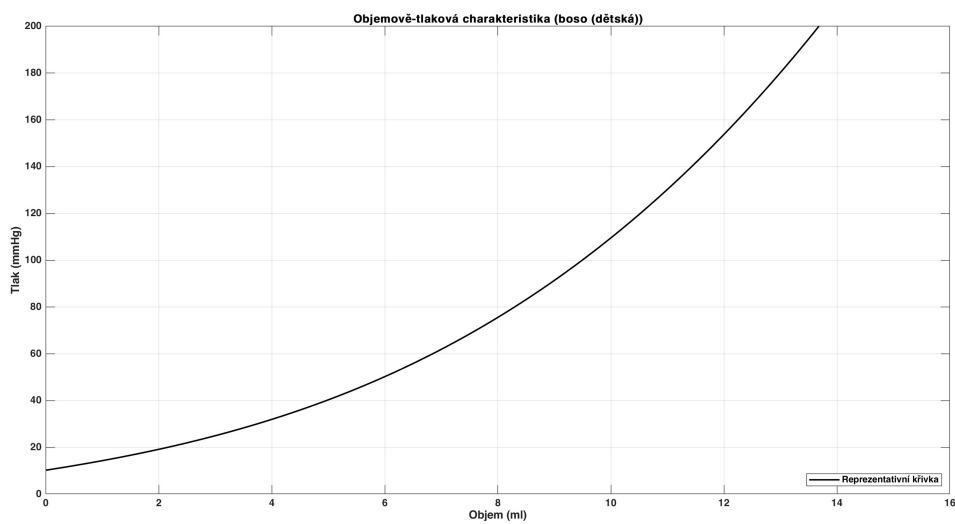


Obrázek B.11: V-p charakteristiky manžety Type M-1

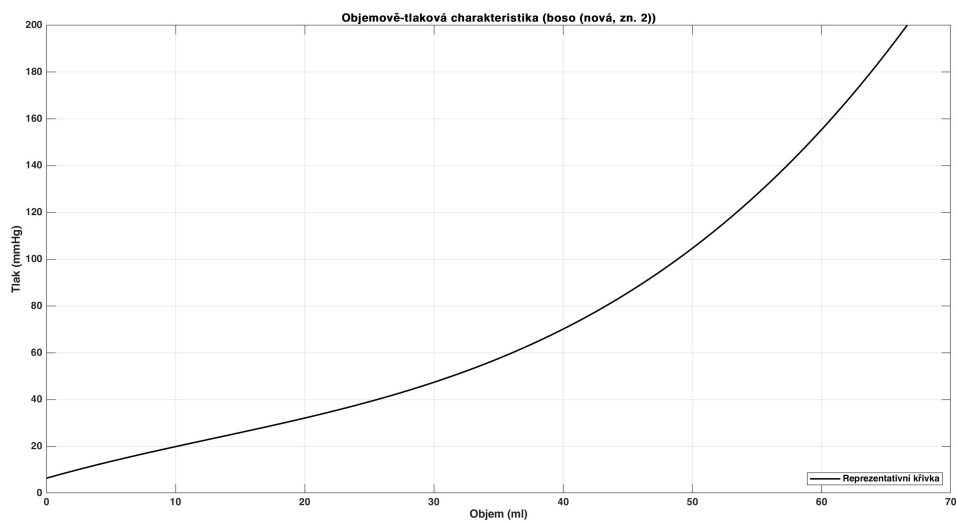
### B.3 Reprezentativní V-p charakteristiky



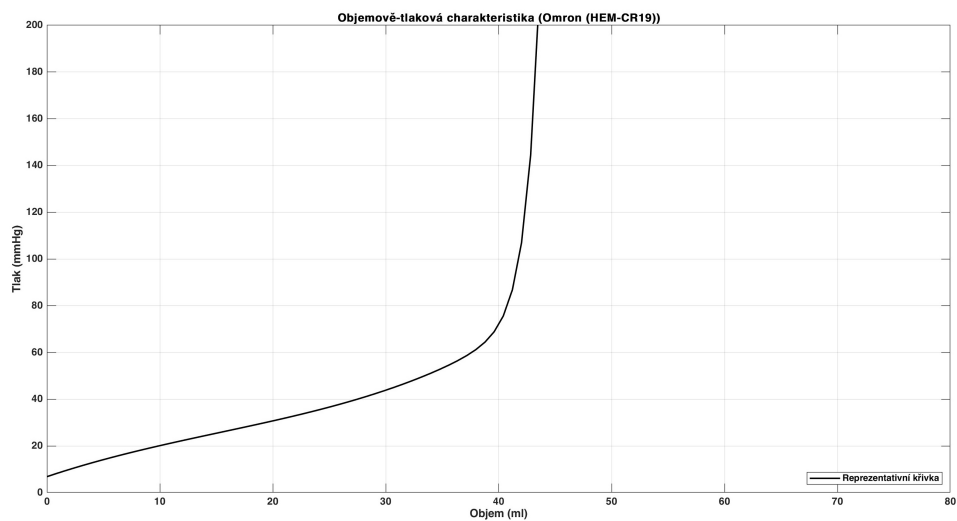
Obrázek B.12: Reprezentativní V-P charakteristika manžety AC2232-03



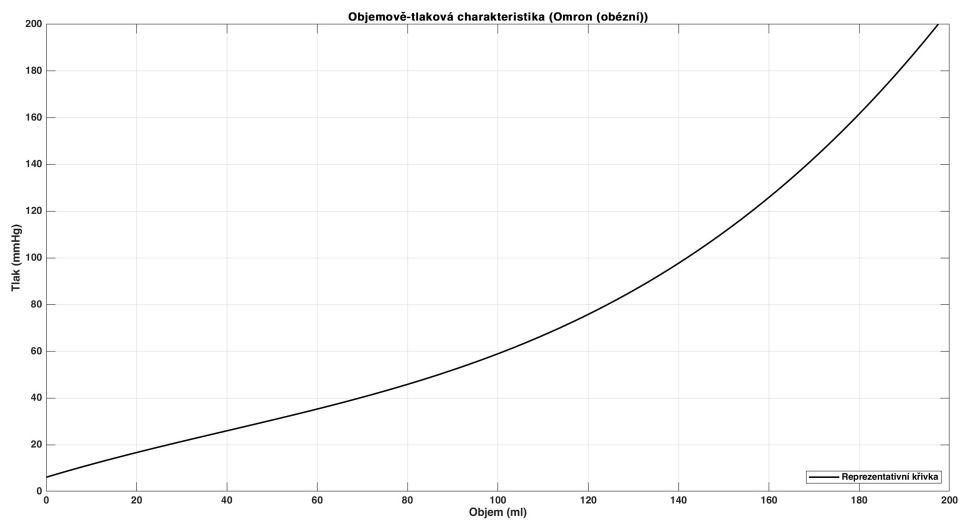
Obrázek B.13: Reprezentativní V-P charakteristika manžety boso (dětská)



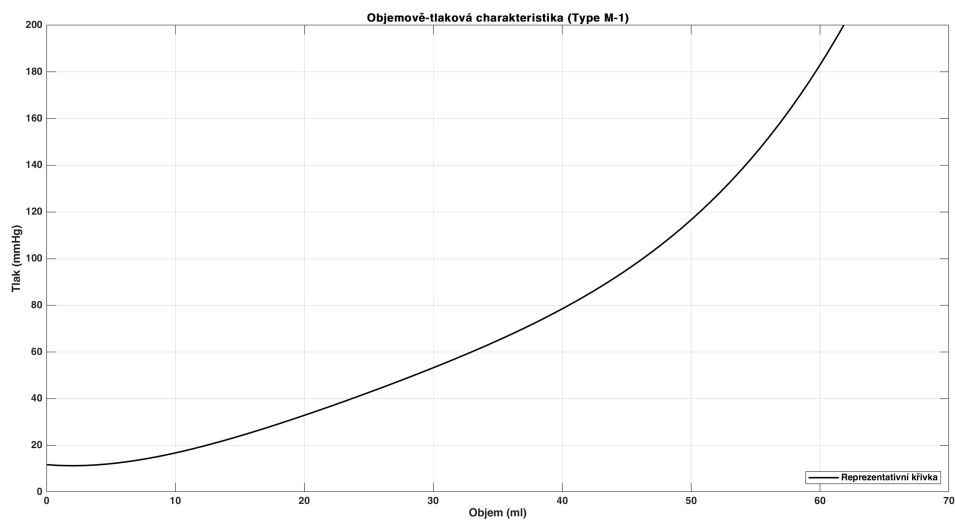
Obrázek B.14: Reprezentativní V-P charakteristika manžety boso (nová, zn. 2)



Obrázek B.15: Reprezentativní V-P charakteristika manžety Omron (HEM-CR19)

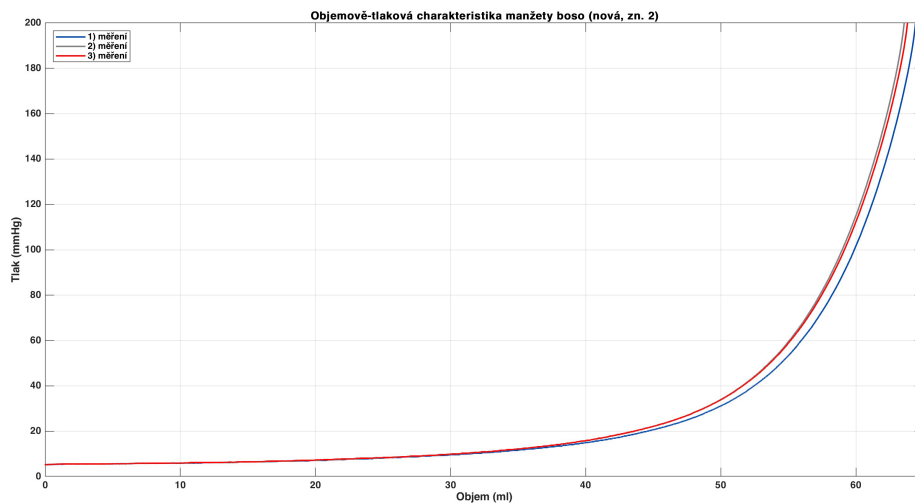


Obrázek B.16: Reprezentativní V-P charakteristika manžety Omron (oběžní)

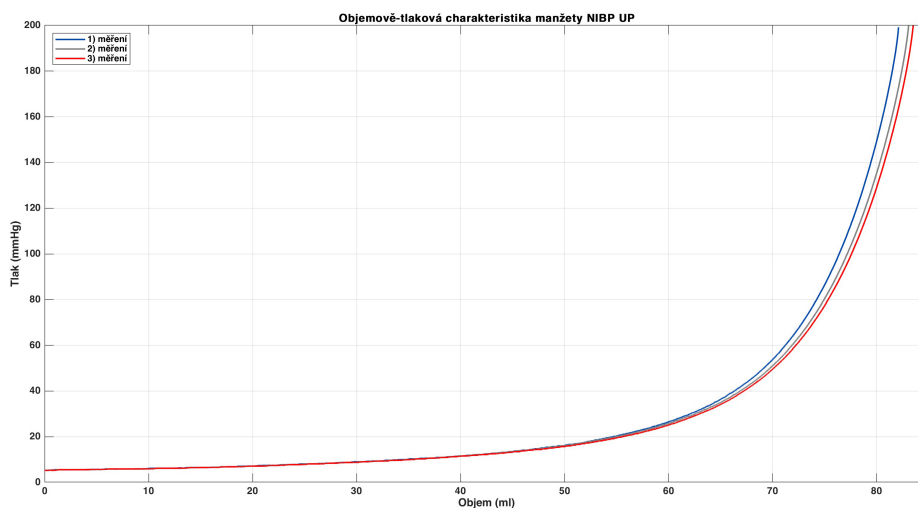


Obrázek B.17: Reprezentativní V-P charakteristika manžety Type M-1

## B.4 V-p charakteristiky (druhé řešení)



Obrázek B.18: V-p charakteristiky manžety boso (nová, zn. 2)



Obrázek B.19: V-p charakteristiky manžety NIBP UP



## Příloha C

### Výstupní parametry a Bodeho diagramy impulzních odezev

#### C.1 Výstupní parametry impulzních odezev

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	C [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	85,2896	119,88	0,0933	120,41	0,220
120 mmHg	80,1287	119,64	0,0920	120,15	0,120
180 mmHg	73,5329	121,21	0,0868	121,67	0,080
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	71,6124	121,58	0,0891	122,07	
120 mmHg	75,1964	121,09	0,0929	121,62	
180 mmHg	76,4916	121,09	0,0937	121,63	

Tabulka C.1: Parametry impulzní odezvy manžety AC2232-03

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	C [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	46,9288	65,04	0,1106	65,44	0,175
120 mmHg	52,8530	64,59	0,1296	65,14	0,105
180 mmHg	46,9288	65,04	0,1106	65,44	0,070
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	60,7071	64,07	0,1471	64,77	
120 mmHg	55,6130	64,55	0,1332	65,13	
180 mmHg	50,6590	64,94	0,1208	65,41	

Tabulka C.2: Parametry impulzní odezvy manžety Accoson (pre-measured)

C. Výstupní parametry a Bodeho diagramy impulzních odezvy

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	54,2889	85,35	0,1091	85,86	0,355
120 mmHg	52,7986	85,84	0,0976	86,25	0,205
180 mmHg	50,7832	85,71	0,0932	86,09	0,160
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	54,8052	85,47	0,1055	85,95	
120 mmHg	51,3319	85,47	0,1077	85,97	
180 mmHg	51,7925	85,90	0,0890	86,24	

**Tabulka C.3:** Parametry impulzní odezvy manžety boso (nová, zn. 2)

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	73,2582	118,70	0,0912	119,19	0,360
120 mmHg	72,1377	120,36	0,0903	120,86	0,230
180 mmHg	69,5915	119,17	0,0825	119,58	0,155
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	76,1830	119,28	0,0938	119,81	
120 mmHg	72,6372	119,05	0,0943	119,58	
180 mmHg	74,0514	120,00	0,0897	120,49	

**Tabulka C.4:** Parametry impulzní odezvy manžety NIBP UP (jedna vrstva)

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	89,1645	115,27	0,0992	115,85	0,360
120 mmHg	84,7125	116,28	0,0956	116,81	0,230
180 mmHg	79,9572	116,85	0,0947	117,37	0,155
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	85,992	115,38	0,1005	115,97	
120 mmHg	82,515	116,51	0,0997	117,09	
180 mmHg	77,041	117,30	0,0959	117,85	

**Tabulka C.5:** Parametry impulzní odezvy manžety NIBP UP (dvě vrstvy)



Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	C [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	88,3609	107,14	0,1172	107,89	0,015
120 mmHg	81,3842	108,01	0,1074	108,64	0,015
180 mmHg	78,5935	108,50	0,1051	109,10	0,110
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	87,1565	106,57	0,1100	107,22	
120 mmHg	82,4152	108,60	0,1082	109,24	
180 mmHg	78,3931	108,99	0,1072	109,62	

**Tabulka C.6:** Parametry impulzní odezvy manžety Omron (HEM-CR19)

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	C [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	97,1525	112,36	0,1175	113,14	0,285
120 mmHg	91,8077	113,74	0,1103	114,44	0,190
180 mmHg	87,2366	114,07	0,1120	114,79	0,150
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	89,1019	114,50	0,1168	115,29	
120 mmHg	90,3078	114,18	0,1167	114,96	
180 mmHg	89,1019	114,50	0,1168	115,29	

**Tabulka C.7:** Parametry impulzní odezvy manžety Omron (HEM-CR24)

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	C [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	122,6880	115,05	0,1200	115,89	0,340
120 mmHg	97,2990	118,34	0,1080	119,04	0,190
180 mmHg	88,8524	119,64	0,1036	120,29	0,130
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	122,7238	115,83	0,1189	116,66	
120 mmHg	102,2192	119,17	0,1097	119,89	
180 mmHg	89,2240	120,36	0,1028	121,00	

**Tabulka C.8:** Parametry impulzní odezvy manžety Omron (HEM-CR24) (zn. 1)

C. Výstupní parametry a Bodeho diagramy impulzních odezvy

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	78,9555	100,09	0,1404	101,09	1,120
120 mmHg	75,9082	99,84	0,1326	100,73	0,700
180 mmHg	73,4876	99,84	0,1209	100,58	0,465
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	81,2114	100,08	0,1363	101,03	
120 mmHg	77,4557	100,17	0,1388	101,15	
180 mmHg	72,9719	100,59	0,1239	101,37	

**Tabulka C.9:** Parametry impulzní odezvy manžety Omron (oběžní)

Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	59,4232	68,53	0,1352	69,17	0,100
120 mmHg	56,3553	69,36	0,1300	69,96	0,060
180 mmHg	54,3569	70,05	0,1199	70,56	0,035
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	59,1536	68,57	0,1354	69,21	
120 mmHg	58,1133	69,48	0,1330	70,11	
180 mmHg	55,5808	70,09	0,1240	70,64	

**Tabulka C.10:** Parametry impulzní odezvy manžety sphygmomanometer

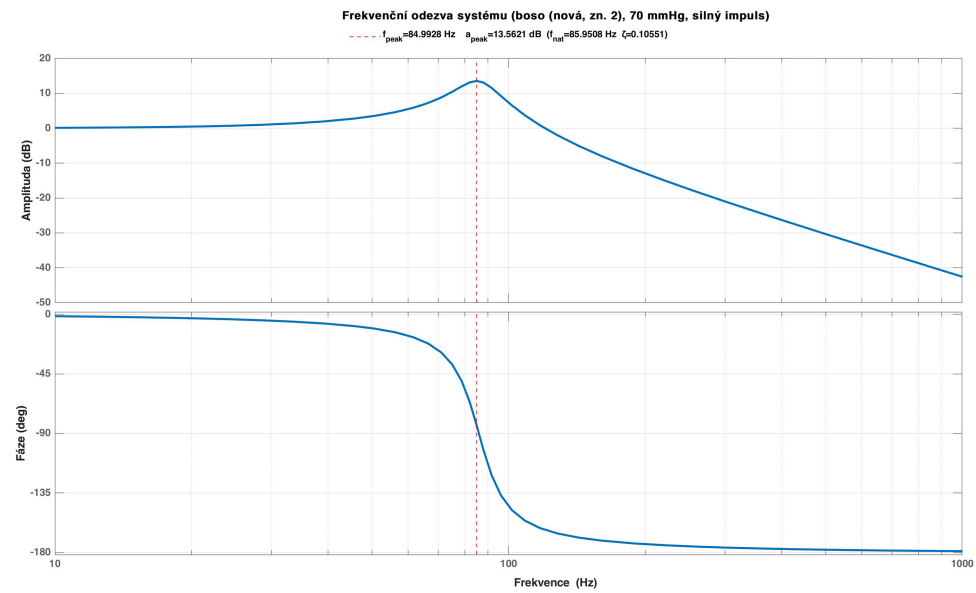
Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	$C$ [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	50,6422	58,83	0,1345	59,36	0,365
120 mmHg	48,5237	58,94	0,1342	59,48	0,165
180 mmHg	48,2606	59,76	0,1320	60,29	0,110
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta$ [-]	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	50,9141	59,03	0,1385	59,60	
120 mmHg	50,2177	59,11	0,1387	59,69	
180 mmHg	48,8666	59,44	0,1313	59,95	

**Tabulka C.11:** Parametry impulzní odezvy manžety Type M-1

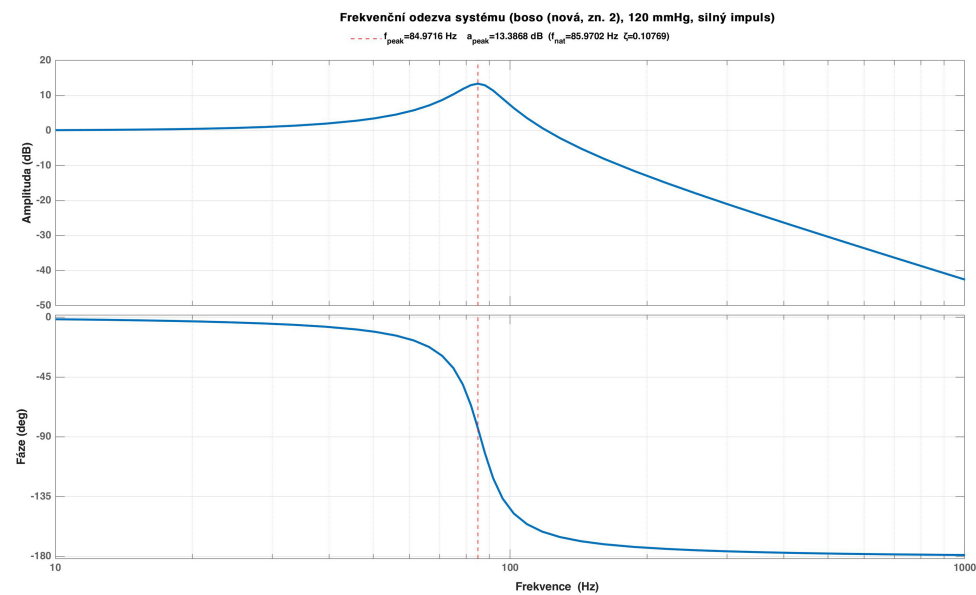
Slabší pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta [-]$	$f_{n_2}$ [Hz]	C [ $\frac{ml}{mmHg}$ ]
70 mmHg	76,7044	91,19	0,1125	91,77	0,595
120 mmHg	70,6372	92,95	0,1129	93,55	0,330
180 mmHg	64,9959	93,53	0,1052	94,06	0,255
Silnější pulz	$\alpha[-]$	$f_{n_1}$ [Hz]	$\zeta [-]$	$f_{n_2}$ [Hz]	-
70 mmHg	76,7580	91,88	0,1127	92,47	
120 mmHg	72,2046	92,88	0,1122	93,47	
180 mmHg	67,1468	93,53	0,1035	94,04	

**Tabulka C.12:** Parametry impulzní odezvy manžety VitalCheck (CVC4201)

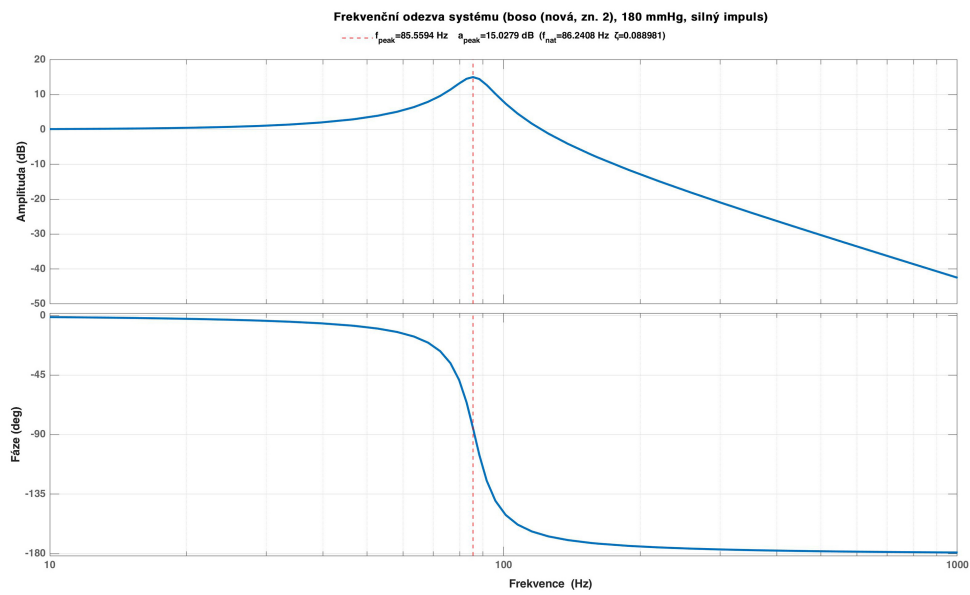
## C.2 Bodeho diagramy



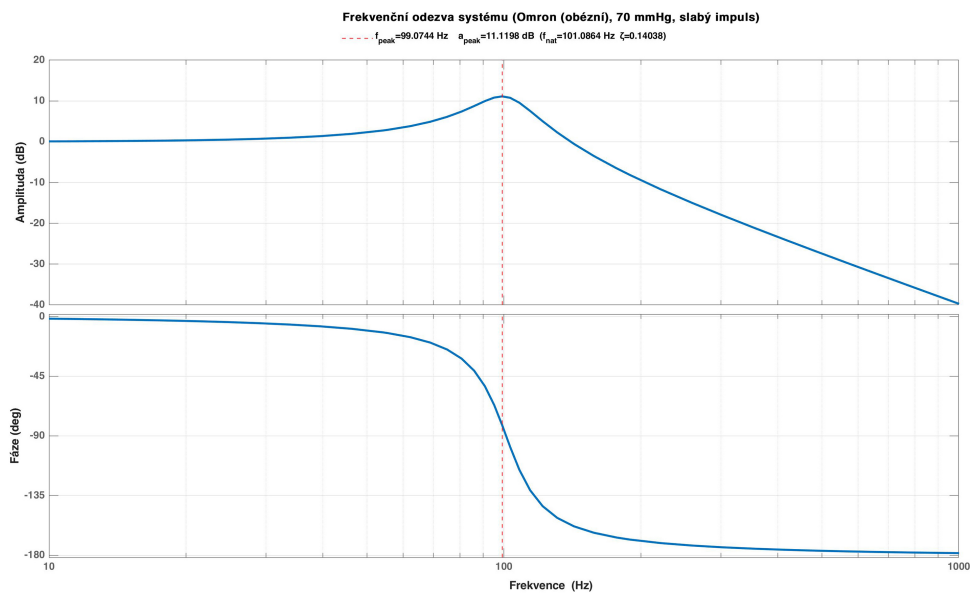
Obrázek C.1: Bodeho diagram manžety boso (nová, zn. 2)



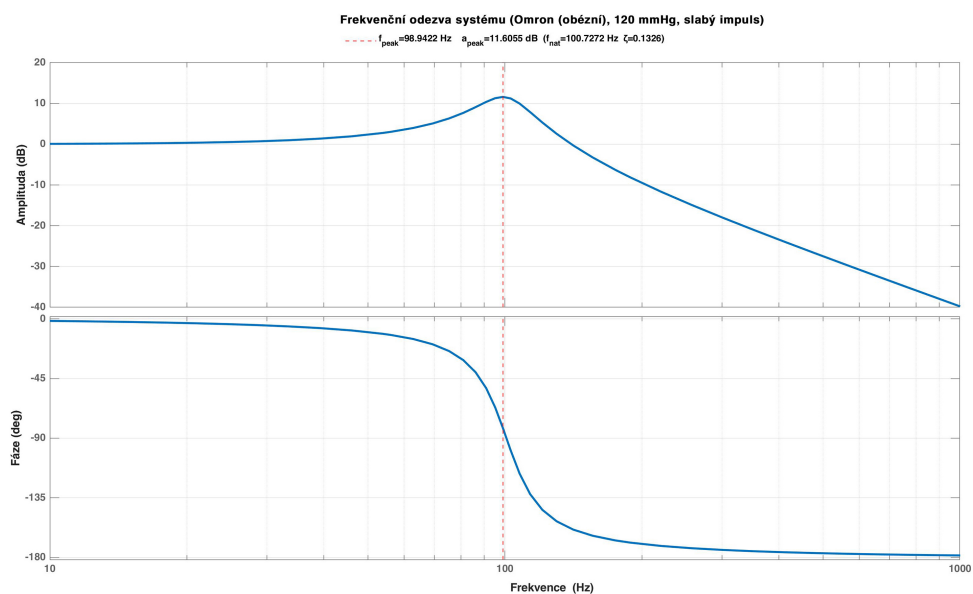
Obrázek C.2: Bodeho diagram manžety boso (nová, zn. 2)



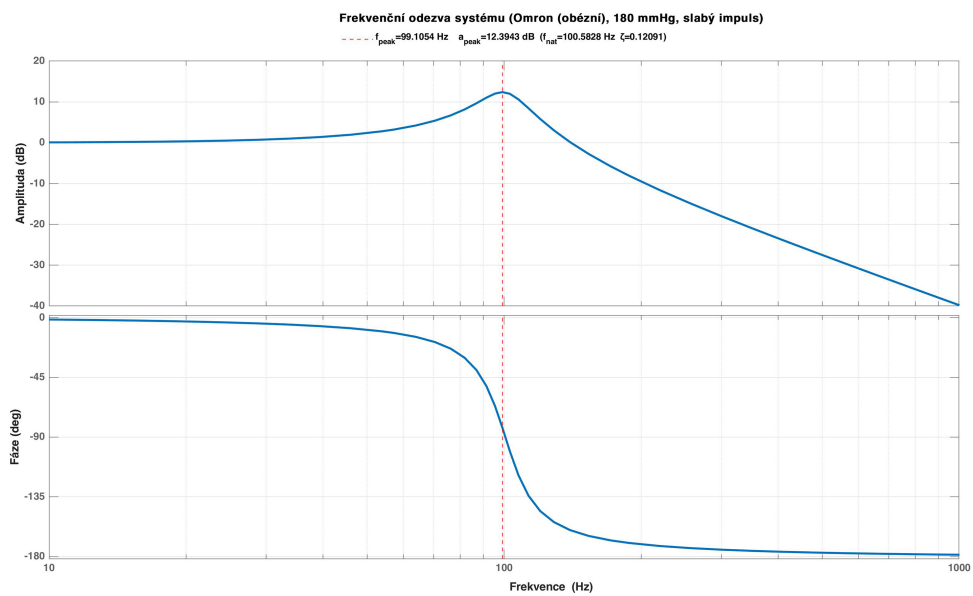
Obrázek C.3: Bodeho diagram manžety boso (nová, zn. 2)



Obrázek C.4: Bodeho diagram manžety Omron (oběžní)



Obrázek C.5: Bodeho diagram manžety Omron (oběžní)



Obrázek C.6: Bodeho diagram manžety Omron (oběžní)