



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

Katedra teorie obvodů

Měření parametrů srdečních katétrů

Measurement of heart catheter parameters

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Autor diplomové práce: Bc. Yegor Mikhailov

Vedoucí diplomové práce: Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.

Praha květen 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Mikhailov** Jméno: **Yegor** Osobní číslo: **418983**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Biomedicínské inženýrství a informatika**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Měření parametrů srdečních katetrů

Název diplomové práce anglicky:

Measurement of Heart Catheter Parameters

Pokyny pro vypracování:

1. Prostudujte fyzikální parametry katetrů pro měření hemodynamických parametrů centrálního krevního řečiště.
2. Navrhněte a proveďte měření frekvenčních charakteristik vybraných katetrů vyplněných kapalinou.
3. Identifikujte fyzikální model katetru vyplněného kapalinou.
4. Navrhněte inverzní filtr k tomuto katetru a porovnejte snímané signály s referenčním senzorem tlaku.

Seznam doporučené literatury:

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

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

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

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

Datum zadání diplomové práce: **10.01.2018**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2019**

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

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

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen 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 studenta

Prohlášení autora práce

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

V Praze dne

.....

podpis autora práce

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D. za odborné vedení mé práce, za konzultace, cenné poznámky a velkou trpělivost. Také bych chtěl vyjádřit poděkování Ing. Lukáši Materovi a Ing. Milanu Červenkovi, Ph.D. za pomoc v realizaci experimentální části diplomové práce.

Abstrakt

Diplomová práce se věnuje studiu fyzikálně-matematického modelu měřicího systému „srdeční diagnostický katétr – komůrka se senzorem tlaku“, a to na základě měření frekvenční charakteristiky reálného systému. V úvodní části práce byl proveden teoretický rozbor problematiky hemodynamického monitorování a fyzikálně-matematického aparátu použitého pro modelování a verifikaci modelu.

V rámci seznámení se současným stavem řešení problematiky bylo provedeno studium výzkumů M. Gardnera a Roberta A. Peury. Tato část práce zahrnuje popis problematiky a metody řešení vědeckých článků, které se staly základem pro řešení experimentální úlohy diplomové práce – měření frekvenční charakteristiky systému.

Praktická část práce zahrnuje analýzu modelu s rozloženými parametry a modelu se soustředěnými parametry měřicího systému „katétr-snímač“. V experimentální části práce byly popsány návrh a realizace metod měření frekvenční a přechodové charakteristiky systému. Ze signálů naměřených v obou experimentech byly stanoveny hodnoty poměrného útlumu a vlastní frekvence systému. Pro určení parametrů byly testovány tři metody: numerický výpočet – funkce třfest Matlab, „Half-power bandwidth method“ a výpočet pro lineární model II. řádu podle Webstera. Na základě identifikovaných parametrů byla stanovena přenosová funkce systému. Získaná přenosová funkce byla použita pro vytvoření digitálního kompenzačního FIR filtru. Pro hodnocení výsledků inverzní filtrace byly použity korelační koeficient a parametr „Root Mean Square Error“.

Klíčová slova

systém „katétr-snímač“; frekvenční charakteristika; přechodová charakteristika; poměrný útlum; vlastní frekvence; inverzní filtrace.

Abstract

The diploma thesis deals with the study of the physical-mathematical model of the measuring system "cardiac diagnostic catheter - dome with pressure sensor", based on the measurement of the frequency response of the real system. The introductory part of the thesis includes theoretical analysis for issues of hemodynamic monitoring and physical-mathematical apparatus, which were used for modeling and verification of the model.

By way of introduction to the current state of solution, there were two studies considered by M. Gardner and Robert A. Peura. This part of the thesis includes a description of the issue and the solution methods of scientific articles, which became the main solution for the experimental task of the thesis - measuring the frequency response of the system.

The practical part of the thesis includes the analysis of the distributed parameter model and the lumped parameter model of the "catheter-sensor" measuring system. The proposal and implementation of methods for measuring the frequency and step response of the system were described in the experimental section of the thesis. The damping ratio and natural frequency values of the system were determined from the signals measured in both experiments. Three methods were used to determine the parameters: numerical calculation - tfeest function Matlab, "Half-power bandwidth method" and calculation for II. order linear model according to Webster. The transfer function of the system was determined on the basis of identified parameters. The obtained transfer function was used to create a digital compensation FIR filter. The correlation coefficient and the "Root Mean Square Error" parameter were used to evaluate the results of inverse filtering.

Key words

system "catheter-sensor"; frequency response; step response; damping ratio; natural frequency; inverse filtration.

Obsah

Seznam zkratk	12
Seznam symbolů	13
Cíle práce	15
Úvod	16
1 Hemodynamika	17
1.1 Krevní tlak	17
1.1.1 Geneze krevního tlaku	18
1.1.2 Arteriální tlak	19
1.1.3 Centrální žilní tlak	20
1.2 Srdeční výdej	20
2 Metody měření krevního tlaku	22
2.1 Neinvazivní metody	22
2.2 Invazivní metody	24
3 Extravaskulární senzor tlaku	26
4 Mechanické vlastnosti katétru	29
5 Matematická analýza krevní tlakové vlny	30
6 Analýza systému	32
6.1 Úvod do teorie systému	32
6.2 Klasifikace systému a modelu	33
6.3 Matematický popis systému	34
7 Současný stav řešení	38
Metody řešení	40
8 Model systému „katétr-snímač“	41
8.1 Model s rozloženými parametry	41
8.2 Model se soustředěnými parametry	42
9 Experimentální měření	48
9.1 Odpověď na periodický signál	48

9.1.1	Popis zařízení	49
9.1.2	Postup měření.....	51
9.1.3	Výsledky	52
9.2	Odpověď na jednotkový skok	56
9.2.1	Popis zařízení	57
9.2.2	Postup měření.....	58
9.2.3	Výsledky	60
9.3	Porovnání výsledků.....	62
9.4	Opakovatelnost měření.....	64
10	Identifikace parametrů	66
11	Přenosová funkce systému	70
12	Digitální filtrace	72
12.1	Inverzní filtr	72
12.2	Výsledky filtrace	73
	Diskuse.....	77
	Závěr	79
	Seznam použité literatury.....	81
	Seznam tabulek	84
	Seznam obrázků	85
	Seznam příloh	87

Seznam zkratek

ARO	Anesteziologicko-resuscitační oddělení
a.	Arterie
CMRR	Common-mode rejection ratio (činitel potlačení soufázové složky signálu)
CO	Cardiac Output (srdeční výdej)
CVP	Central Venous Pressure (centrální žilní tlak)
ČSN	Česká statní norma
FFT	Fast Fourier Transform (rychlá Fourierova transformace)
FIR	Finite Impulse Response (konečná impulzní odezva)
hpbm	Half-Power Bandwidth Method
IIR	Infinite Impulse Response (nekonečná impulzní odezva)
IBP	Invasive Blood Pressure (invazivní krevní tlak)
JIP	Jednotka intenzivní péče
SNR	Signal-to-noise ratio (poměr signál šum)
TK	Tlak krevní
v.	Véna

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
C_c	$m^5 \cdot N^{-1}$	Poddajnost katétru
C_d	$m^5 \cdot N^{-1}$	Poddajnost membrány senzoru tlaku
C_s	$m^5 \cdot N^{-1}$	Poddajnost komůrky
c_0	$N \cdot s \cdot m^{-3} \cdot kg^{-1}$	Součinitel třetího odporu
c_T	$N \cdot s \cdot kg^{-1}$	Součinitel tření
E	$Pa \cdot m^{-3}$	Modul objemové pružnosti
η	$N \cdot s \cdot m^{-2}$	Dynamická viskozita
Δf	Hz	Frekvenční rozlišení
f	Hz	Frekvence signálu
f_n	Hz	Vlastní frekvence
f_r	Hz	Rezonanční frekvence
k_0	$kg \cdot m \cdot N^{-1}$	Součinitel objemové elastance
k_T	$N \cdot m \cdot kg^{-1}$	Součinitel pružnosti
λ	m	Délka vlny periodického signálu
L_c	$Pa \cdot s^2 \cdot m^{-3}$	Mechanická inertance katétru
L_s	$Pa \cdot s^2 \cdot m^{-3}$	Mechanická inertance komůrky
m_0	$N \cdot s^2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-3}$	Setrvačnost hmotnostního toku
m_T	$N \cdot s^{-2} \cdot m^{-1}$	Součinitel setrvačnosti
n	–	Konstanta šíření tlakové vlny
ω	$rad \cdot s^{-1}$	Uhlová frekvence
ΔP	Pa	Tlakové změny
Q	$m^3 \cdot s^{-1}$	Objemový tok
R	Ω	Elektrický odpor
R_s	$Pa \cdot s \cdot m^{-3}$	Mechanická rezistence komůrky
R_c	$Pa \cdot s \cdot m^{-3}$	Mechanická rezistence katétru
ρ	$kg \cdot m^{-3}$	Hustota
r	–	Korelační koeficient

<i>RMSE</i>	–	Root Mean Square Error (střední kvadratická odchylka)
<i>T</i>	s	Perioda signálu
<i>Δt</i>	s	Fázový posun
<i>U</i>	V	Elektrické napětí
<i>ΔV</i>	m ³	Objemové změny
<i>v</i>	m · s ⁻¹	Fázová rychlost
<i>Z₀</i>	N · s · m ⁻² · kg ⁻¹	Charakteristická impedance
<i>Z_T</i>	N · s · m ⁻² · kg ⁻¹	Mechanická impedance
<i>ζ</i>	–	Poměrný útlum

Cíle práce

1. Prostudovat fyzikální parametry katétrů pro měření hemodynamických parametrů centrálního krevního řečiště.
2. Navrhnout a provést měření frekvenčních charakteristik vybraných katétrů vyplněných kapalinou.
3. Provést identifikaci fyzikálního modelu katétru vyplněného kapalinou.
4. Navrhnout inverzní filtr k tomuto katétru a porovnat snímané signály s referenčním senzorem tlaku.

Úvod

Základním předpokladem úspěšné terapie nemocných v kritickém stavu je kvantitativní zhodnocení hemodynamických parametrů. Na začátku 60. let 20. století došlo k zavedení hemodynamického monitorování do klinické praxe. Od té doby bylo pro sledování těchto parametrů vyvinuto mnoho neinvazivních metod. Nicméně invazivní postupy monitorování jsou dodnes nezastupitelnými metodami v řadě klinických situací, zejména na JIP, ARO a při vysoce invazivních operačních zákrocích. Sledování tlaků v jednotlivých částech krevního oběhu, systémové cirkulace a stanovení dalších odvozených hemodynamických parametrů poskytují významnou diagnostickou informaci. Invazivní monitorování hemodynamiky, které je nenahraditelnou metodou pro získání uvedených hemodynamických parametrů, nezbytně vyžaduje použití diagnostických srdečních katétrů. Tento medicínský prostředek je základním prvkem v nejvíc používaném systému pro měření invazivních tlaků – systému „katétr-snímač“.

[1] Ideální systém „katétr-snímač“ musí mít jednotkový přenos na relevantním frekvenčním rozsahu. Ale ani moderní monitorovací systémy nemohou zajistit danou podmínku, z čehož plyne, že křivky krevního tlaku měřené v klinické praxi neposkytují skutečnou informaci o průběhu tlakových změn v krevním oběhu. Tato skutečnost je výsledkem zkreslení tlakového signálu po jeho přechodu přes monitorovací systém. Proto je výzkum frekvenčních charakteristik systémů „katétr-snímač“ a řešení úlohy inverzní filtrace jejich výstupních veličin dosud aktuální problematikou biomedicínského inženýrství.

1 Hemodynamika

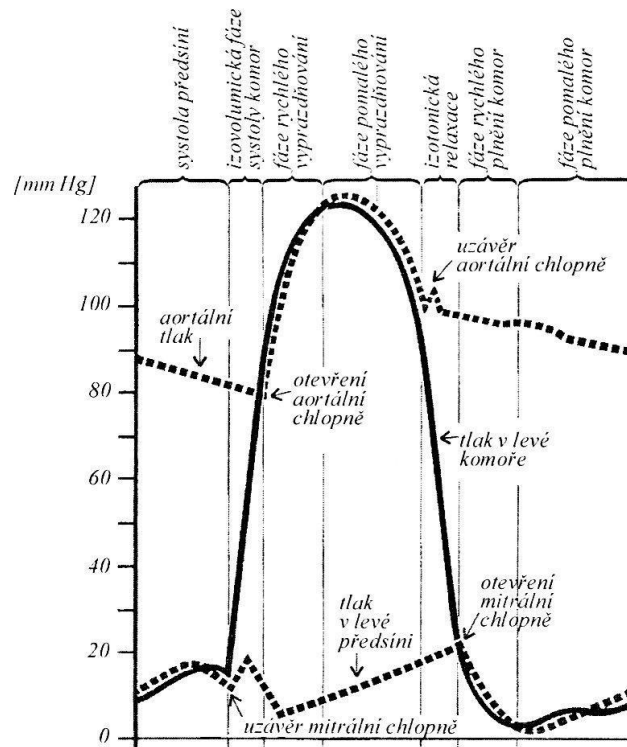
Hemodynamika (řec. haima – krev, řec. dynamis – síla) – „*popis oběhu krve na základě fyzikálních principů včetně jejich zvláštností v lidském organismu. Hemodynamika se zabývá prouděním krve v krevním oběhu, tlaky krve v různých částech těla a za různých okolností, činností srdce jako pumpy, cév jako trubic vedoucích krev atd. Studuje rovněž regulaci těchto jevů.*“ [2] Hemodynamika určuje parametry popisující stav kardiovaskulárního systému, a proto je jejich monitorování jedním ze základních diagnostických postupů, které používají na jednotkách intenzivní péče, na anesteziologicko-resuscitačních odděleních a při kardiochirurgických zákrocích. V závislosti na rozsahu měření rozlišujeme dvě skupiny metod pro sledování hemodynamických parametrů. Pomocí běžně využívaných diagnostických metod můžeme sledovat hodnotu arteriálního tlaku a z toho vyplývající hodnotu tepové frekvence. Další často využívané parametry hemodynamiky u kritických pacientů jsou CVP, tlak v a. pulmonalis a pravostranné srdeční tlaky. K parametrům, které vyžadují použití dalších náročnějších metod měření, patří monitorování srdečního výdeje. [1] [3]

1.1 Krevní tlak

Krevní oběh vzniká v důsledku rozdílu tlaku v různých částech cévního řečiště. Krevní tlak je veličina, která ukazuje o kolik je větší tlak, kterým působí krev na stěnu cévy nebo srdce, než tlak atmosférický. Jednotkou tlaku je v mezinárodní soustavě SI pascal (Pa). V katetrizačních laboratořích a v medicíně obecně se používá při měření krevního tlaku jednotka Torr – též milimetr rtuťového sloupce (mmHg). Jestliže se podíváme na hodnotu krevního tlaku v čase, lze tvrdit, že je to kvaziperiodická veličina. Hodnota krevního tlaku se mění periodicky, ale perioda a amplituda jsou variabilní. [4]

1.1.1 Geneze krevního tlaku

Změny tlaku v srdečních dutinách jsou vyvolávány změnou napětí srdečního svalu (myokardu). Celý proces, v důsledku kterého pozorujeme periodické změny krevního tlaku, nazýváme srdeční cyklus neboli srdeční revoluce. V rámci rozboru srdeční činnosti je potřeba znát dva důležité pojmy – systola a diastola. Systola je stah srdečního svalu a diastola je jeho uvolnění. Tyto dva jevy rozdělují srdeční revoluci na dvě části, ale srdce je z hlediska inervace komplikovaný orgán, proto dochází ke kontrakci stejně jako k uvolnění myokardu postupně, a ne v celém objemu srdce zároveň.



Obr. 1: Průběh tlakových změn během srdeční revoluce [5]

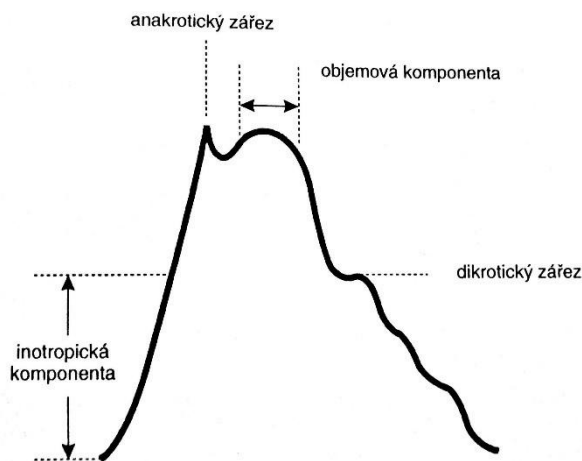
Na výše uvedeném obrázku je znázorněn průběh krevního tlaku během srdeční revoluce. Na obrázku je vidět, jak se mění tlak v aortě, předsiní a komoře během různých fází srdečního cyklu. Na začátku srdečního cyklu dochází k systole plicní. Během této fáze jsou otevřeny atrioventrikulární chlopně. Objem krve v komoře se zvýší o 30 %. V další fázi způsobuje systola komor prudký nárůst tlaku. Zároveň dochází k ohybu atrioventrikulárních chlopní proti dutinám síní. Tento jev vyvolává přechodné zvýšení tlaku v síni. Až po převýšení tlaku v komorách nad hodnotou diastolického tlaku v aortě a v plicní tepně dojde k otevření semilunárních chlopní. Krev je pod vlivem tlakového gradientu hnána z komor do aorty a plicnicí. Kontrakce myokardu komor také způsobí povytažení atrioventrikulárních chlopní do komor a díky tomu se sníží tlak v předsiních. Období rychlého vypuzování končí ustálením tlaku v komorách a ve velkých cévách na stejné hodnotě (systolický tlak). Další období ejekční fáze je charakteristické prudkým poklesem tlaku v komorách a cévách, a to kvůli začátku diastoly srdečního svalstva. Snížení tlaku v komorách způsobuje snížení objemu krve vypuzené do cév. Dále zavře tlakový gradient mezi komorami a cévami semilunární chlopně. Diastola komor pokračuje a tlak v nich klesá, probíhá izotonická relaxace. Díky poklesu krevního tlaku v komorách pod hodnoty tlaků v síních budou otevřeny atrioventrikulární chlopně. Tlakový gradient opět způsobí rychlé proudění krve z předsiní do komor. Během poslední fáze srdečního cyklu dochází ke zpomalení průtoku krve z předsiní do komor, a to kvůli ustálení tlaku mezi dutinami srdce. [6] [7]

Z výše uvedeného popisu srdeční revoluce je vidět, že krevní tlak je různý v různých částech srdce. Současný pokrok medicíny a biomedicínského inženýrství dovoluje sledovat průběh tlaku ve všech srdečních dutinách a v ostatních částech krevního řečiště. Relevantním parametrem, a proto často používaným v klinické praxi, je průběh arteriálního tlaku, protože tato veličina nese informaci o stavu srdce a celého kardiovaskulárního systému.

1.1.2 Arteriální tlak

Krevní tlak, který naměříme mezi aortální chlopní a periferními arterioly, definujeme jako arteriální tlak. Protože krevní tlak je funkcí krevního proudu a odporu cév, stoupá jeho hodnota se vzdáleností měřeného bodu od začátku aorty. Dalšími fyzikálními faktory, které mají vliv na hodnotu tlaku v aortě, jsou gravitace a setrvačná síla. Součtem těchto dvou sil vzniká hydrostatický tlak krve. Protože hydrostatický tlak je závislý na výšce sloupce kapaliny, je jeho hodnota vleže minimální. Při invazivním měření arteriálního tlaku je důležité zajistit umístění hrotu katétru a čidla ve stejné výšce. V opačném případě bude senzor na distálním konci katétru měřit součet krevního tlaku a hydrostatického tlaku fyziologického roztoku, kterým je naplněn systém „katétra-snímač“. [1]

Na níže uvedeném obrázku je znázorněna jedna „perioda“ průběhu křivky arteriálního tlaku.



Obr. 2: Průběh křivky arteriálního tlaku [1]

Inotropická komponenta se používá v klinické praxi jako indikátor kontraktility levé komory. Malá strmost a nízká amplituda této komponenty mohou znamenat existenci kardiomyopatie, ischemické srdeční choroby anebo hypovolemii. Naopak vysoká strmost (téměř kolmá komponenta) a velká amplituda jsou známkou septického šoku a aortální regurgitace. [1]

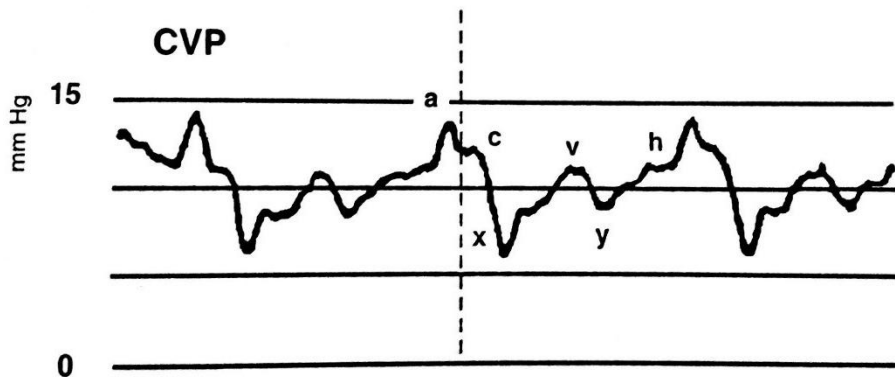
Anakrotický zářez definuje konec inotropické komponenty a začátek objemové komponenty. Malá šířka a nízká amplituda objemové komponenty znamenají nízký tepový objem. Příčinou snížení tepového objemu může být deprese myokardu, hypovolemie a vazodilatace (snížený periferní cévní odpor). [1]

Dikrotický zářez pozorujeme na křivce arteriálního tlaku v důsledku uzavření aortálního chlopně, což znamená začátek diastoly. [1]

Z výše uvedeného lze usoudit, že změny ve tvaru průběhu křivky arteriálního tlaku mohou vést ke špatné diagnóze, jestliže byly tyto změny způsobeny nepřesností měření.

1.1.3 Centrální žilní tlak

CVP je jedním z parametrů, pomocí kterého lze hodnotit výkonnost myokardu a cirkulujícího objemu krve. Tento parametr měříme pomocí centrálního žilního katétru, který zavedeme do horní duté žíly. Hrot katétru je umístěn v oblasti přechodu horní duté žíly do pravé síně. Při měření CVP pomocí systému „katétr-snímač“ je jeho normální fyziologická hodnota – 0 až 8 mmHg. Při klinickém monitorování má však význam nejen hodnota tlaku, ale i tvar křivky CVP.



Obr. 3: Průběh křivky centrálního žilního tlaku [1]

Výše uvedený obrázek 3 znázorňuje normální fyziologický průběh křivky CVP. Vlnu „a“ na křivce pozorujeme v důsledku arteriální kontrakce. Vlna „c“ oznamuje začátek systoly a, jak víme z podkapitoly 2.1.1, tato fáze odpovídá izovolumické kontrakci pravé komory a uzavření trikuspidální chlopně. Negativní vlna „x“ odpovídá komorové kontrakci, po které následuje ejekční fáze. Vlna „v“ na křivce vyjadřuje fázi pozdní systoly, během které z duté žíly do pravé síně vtéká krev a zároveň je uzavřena trikuspidální chlopně. Poslední negativní vlna „y“ odpovídá fázi, která zahrnuje otevření trikuspidální chlopně, což způsobuje přetečení krve ze síně do komory.

Klinické hodnocení křivky CVP může být efektivním nástrojem při monitorování pacientů v kritickém stavu. Například absence vlny „a“ a zvýšení amplitudy „c“ vlny je příznakem fibrilace síní. Při onemocnění trikuspidální chlopně popisuje zvětšení vlny „c“. V důsledku trikuspidální stenózy pozorujeme zvýraznění vlny „a“ a téměř úplné zmizení vlny „y“. Znamením, které může ukazovat na ischemii pravé komory je vyvýšení vlny „a“ nebo „v“ a v případě zhoršené poddajnosti komory a zároveň při trikuspidální regurgitaci pozorujeme zvětšení obou vln. Obecně se používají v klinické praxi monitorování centrálního žilního tlaku pro posouzení funkce pravé a levé komory a zhodnocení intravaskulárního objemu. [1]

Z výše popsaného lze konstatovat, že stejně jako v případě arteriálního tlaku, hrají přenosové charakteristiky měřicího systému důležitou roli pro správné hodnocení tlakové křivky, neboť i malé změny komponentů křivky (nepřesnosti měření), které neznamenají chybu při výpočtu hodnoty tlaku, mohou vést ke stanovení nesprávné diagnózy. I když další vyšetření nejspíše chybu diagnózy odhalí, ztracený čas může být v případě kritických pacientů fatální.

1.2 Srdeční výdej

„Srdeční výdej – je definován jako množství krve přečerpané srdcem za 1 minutu.“ [1] Též srdeční výdej lze definovat pomocí dvou základních charakteristických parametrů srdeční revoluce, jako součin tepového objemu a tepové frekvence. Z toho plyne, že CO slouží ke stanovení tepového objemu. Fyziologická hodnota srdečního výdeje je v rozsahu 4 až 8 l/min. Jestliže podělíme CO plochou tělesného povrchu, dostaneme další hemodynamický parametr, tzv. srdeční index. Spolu se SaO₂ a koncentrací hemoglobinu se srdeční výdej stává ukazatelem úrovně zásobování tkání kyslíkem. [1]

Základní princip, na kterém je založena metoda pro měření srdečního výdeje, byl popsán A. Fickem. Tento princip říká, „*množství látky odebrané nebo dodané při průtoku systémem je násobkem průtoku krve a arteriovenózní difference sledované látky.*“ Jestliže aplikujeme tento princip na množství kyslíku, které naše tělo spotřebuje z vdechovaného objemu vzduchu za jednu minutu, dostaneme metodu pro měření CO. Místo kyslíku lze také použít oxid uhličitý (používá se v praxi), ale v tomhle případě budeme sledovat množství oxidu uhličitého ve vydechované směsi. I když je Fickova metoda pokládána za „zlatý standard“, kvůli náročnosti realizace nebývá v klinické praxi často využívána. [1]

Další dvě metody založené na Fickově principu a častěji využívané při diagnostických postupech jsou barevná indikátorová diluce a termodiluční technika. V prvním případě sledujeme množství barevného indikátoru při jeho průchodu krevním řečištěm. Z množství indikátoru a pomocí matematické analýzy koncentrační křivky lze stanovit srdeční výdej. [1]

V případě termodiluční metody na místo barevného indikátoru aplikujeme fyziologický roztok o teplotě nižší, než je teplota těla. Určité množství roztoku o známé teplotě vstříkneme do centrálního žilního systému. Pomocí katétru s integrovaným teplotním senzorem sledujeme teplotu v a. pulmonalis anebo v a. femoralis. Srdeční výdej stanovíme z plochy pod teplotní křivkou. [1]

Dále existuje řada neinvazivních metod měření srdečního výdeje. Například Dopplerovská aortální sonografie, hrudní elektrická bioimpedance, transezofageální echokardiografie. Všechny zmíněné metody, a to jak invazivní, tak i neinvazivní, se používají pro měření u pacientů v kritickém stavu. [1]

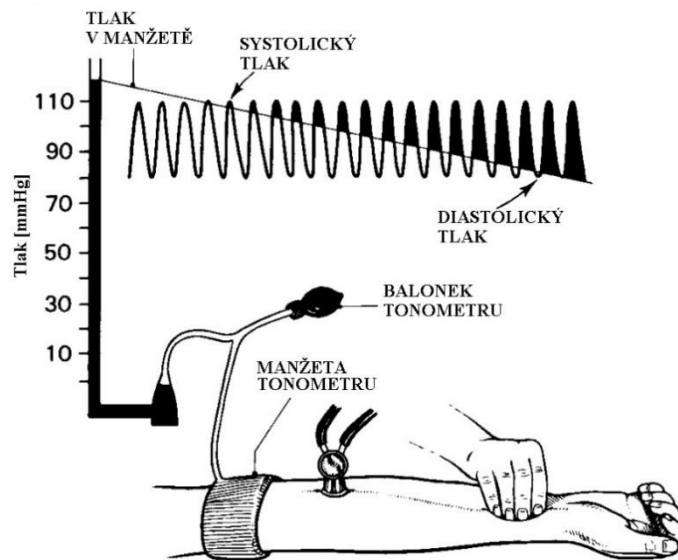
Lze tvrdit, že CO dovoluje hodnotit stav celého kardiovaskulárního systému a pomáhá v určení arteriální rezistence. [14] Je však potřeba zohlednit, že hodnocení krevního oběhu podle jedné hemodynamické veličiny, může vést ke špatné diagnóze. Proto je třeba monitorovat a analyzovat i další parametry cévního řečiště, což nezbytně vede k použití diagnostických katétrů.

2 Metody měření krevního tlaku

Základní dělení metod pro měření krevního tlaku pochází z míry intervence diagnostického přípravku do těla pacienta. Z tohoto pohledu existují dvě skupiny metod pro měření krevního tlaku: neinvazivní a invazivní.

2.1 Neinvazivní metody

Rutinní metoda měření krevního tlaku využívá jednoho ze základních způsobu diagnostiky – auskultaci, totiž vyšetření poslechem. Tato nejstarší a dosud používaná metoda je založena na Korotkových jevech. Při tomto vyšetření sledujeme tak zvané Korotkovy ozvy v důsledku postupného obnovení krevního průtoku v brachiální arterii.



Obr. 4: Princip auskultační metody [8]

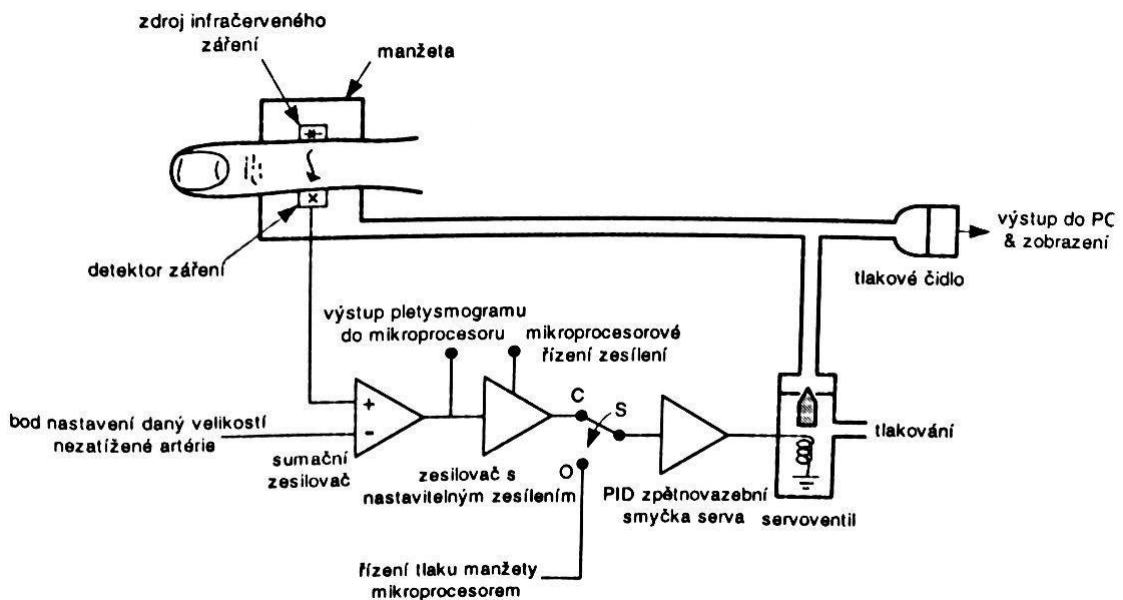
Pro měření krevního tlaku danou metodou využijeme tlakovou manžetu, kterou umístíme na paži. Zvýšením tlaku v manžetě nad hodnotu systolického tlaku omezíme krevní průtok v arterii. Dále budeme pomalu snižovat tlak v manžetě. Tak se bude postupně otevírat céva a obnovovat se průtok. Zúžení brachiální tepny však způsobí turbulentní proudění a krev bude narážet na stěny cévy. Proto je pomocí fonendoskopu umístěného za manžetou možno slyšet šelesty, tak zvané Korotkovy ozvy. Při snížení tlaku v manžetě na hodnotu systolického tlaku uslyšíme první ozvu. Slyšitelné tony budeme sledovat až do momentu plného otevření tepny, kdy tlak v manžetě klesne na hodnotu diastolického tlaku. Za použití rtuťového tonometru je výše popsaná metoda uznávána Světovou zdravotnickou organizací jako standard v diagnostice hypertenze, a to ze všech nepřímých metod měření krevního tlaku. Přesnost měření dané metody je ztížena podmínkami měření, jako jsou např. okolní šum, pohyby pacienta, nesprávně zvolená šířka manžety a sluchové pole měřícího subjektu. Tyto faktory mohou, zvláště při měření tlaku v domácích podmínkách a nezkušeným zdravotnickým pracovníkem, přispět ke značnému snížení přesnosti. Proto se výrobci zdravotnických prostředků snaží vyvinout nové nepřímé metody měření krevního tlaku, které by byly ve své přesnosti srovnatelné s auskultační metodou, ale byly použitelné i při měření amatérem a v domácích podmínkách. [9]

Jednou z nejčastěji používaných metod aplikovaných v moderních automatických tonometrech je oscilometrie. Daná neinvazivní metoda využívá oscilometrické pulzace, která je vyvolána naražením turbulentně proudící krve na stěny tepny. Takže stejně jako v případě auskultační metody využíváme tlakovou manžetu, ale na místo fonendoskopu je v manžetě umístěn senzor

tlaku, který snímá oscilometrické pulzace. Z naměřené oscilometrické křivky můžeme určit maximální amplitudu oscilace. Tlak v manžetě, při kterém bude naměřena maximální amplituda kmitání, odpovídá střednímu arteriálnímu tlaku. Pro určení systolického a diastolického krevního tlaku aplikuje každý výrobce tonometru vlastní metodu výpočtu. Oscilometrické tonometry jsou při použití velmi jednoduché a nevyžadují větší zkušenosti, jako je tomu v případě auskultačního měření. Přesnost dané metody je však velmi závislá na hodnotě krevního tlaku a tepové frekvenci pacienta vztažených k normálním fyziologickým hodnotám těchto veličin. [9]

V případě nepřímých metod měření existují způsoby, kdy lze místo určitých hodnot krevního tlaku získat spojitý signál, který poskytuje informaci o okamžité hodnotě pulzní vlny. K takovým metodám patří například Dopplerovské měření, kdy je ultrazvuková sonda umístěna pod tlakovou manžetou a sleduje rychlost proudění krve pod ní. Daná metoda poskytuje tvarově přesnější pulsní vlnu v porovnání s invazivním měřením. Doba její použitelnosti je ale omezena na maximálně 2 minuty, a to kvůli přerušování průtoku krve v cévě. [10]

Další nepřímé měření krevního tlaku využívá pro získání spojitého signálu tlakové pulzní vlny princip pletysmografie.

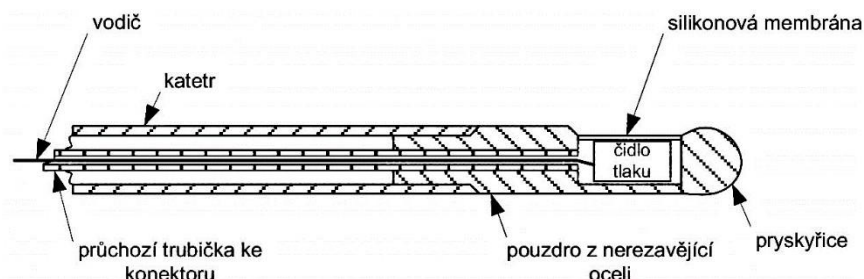


Obr. 5: Blokové schéma přístroje pro spojitě nepřímé měření krevního tlaku [10]

Na výše uvedeném obrázku je znázorněno principiální schéma zapojení přístroje pro měření krevního tlaku touto metodou. Její princip spočívá ve znalosti, že při nulovém transmuralním tlaku bude mít pletysmogram konstantní průběh. Jestliže bude tlak v manžetě, která obklopuje prst, stejný, jako je tlak uvnitř prstu, nebude docházet k objemovým změnám ve vyšetřované oblasti. Na obrázku 5 je vidět, že blokové schéma přístroje principiálně odpovídá regulátoru se zpětnovazební smyčkou, kde na základě hodnot získaných z pletysmogramu systém reguluje tlak v manžetě. Tato metoda může podávat výsledky s vysokou přesností, ale jen při dostatečném prokrvení tkáně pod manžetou, což nemusí být zajištěno při operacích a v případě pacientů v kritickém stavu. [10]

2.2 Invazivní metody

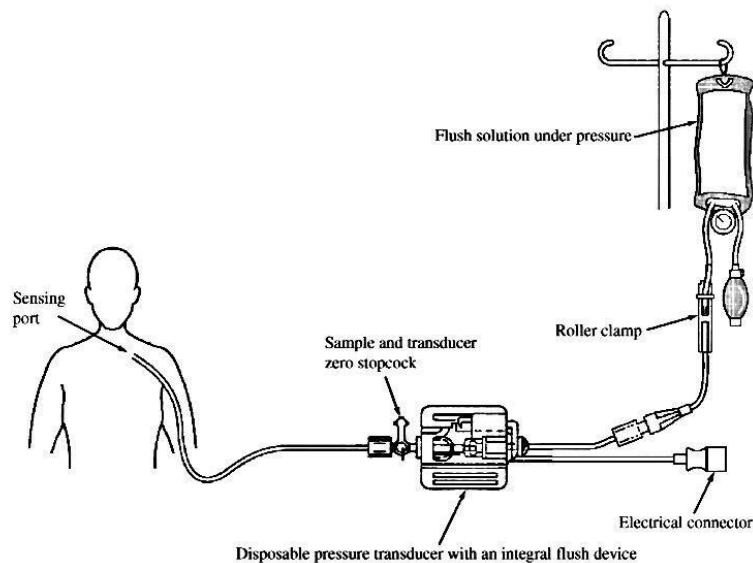
Výše popsané principy neinvazivního měření krevního tlaku mají určité výhody, zvláště když je potřeba provést vyšetření mimo nemocniční prostředí. V případě pacientů na JIP nebo na ARO a při operacích je však potřeba zajistit přesné kontinuální měření krevního tlaku. Dané situace vyžadují měřicí prostředky schopné měřit tlak přímo u jeho zdroje, totiž v srdečních dutinách nebo v cévním řečišti.



Obr. 6: Hrot katétru TIP [10]

Na výše uvedeném obrázku je schematicky představen příčný řez intrakardiálního katétru – TIP. Tento typ katétru měří tlak pomocí senzoru tlaku, který je umístěn na jeho špičce. Pulzující vlna krve naráží na silikonovou membránu, která je hermeticky spojena se senzorem. Tlakové čidlo převádí mechanickou veličinu tlaku na elektrický signál. V těchto katétrech se používají tenzometrické, piezoelektrické, kapacitní a optické senzory. Horní mezní kmitočet TIP katétru dosahuje 10 kHz a jeho rezonanční frekvence až 50 kHz. Díky tomu, že tlaková vlna je snímána přímo u jejího zdroje, je přesnost měření TIP katétrech dána jen vlastnostmi použitého senzoru a přesností digitalizace elektrického signálu. Kvůli vysoké ceně daného typu katétru a malé životnosti intravaskulárních senzorů je využití daného měřicího systému v klinické praxi však velmi omezeno. Malá životnost senzoru a riziko infikování pacienta při opakovaném použití katétru vede k možnosti jeho jednorázového použití. Uvedené faktory a vysoká cena TIP katétru dělá jeho použití v praxi ekonomicky nevýhodné, a to především v porovnání s druhým typem intravaskulárních katétru. [10] [11]

Druhá metoda invazivního měření krevního tlaku je realizována extravaskulárním systémem „katétr-snímač“. V jedné z oblastí oběhové soustavy se umístí katétr vyplněný kapalinou (v klinické praxi používají 0,9 % vodní roztok chloridu sodného, tzv. fyziologický roztok). Na distální konec katétru je připojena komůrka, ve které je umístěn senzor tlaku. Hydrodynamické vedení zajišťuje přenos tlakové vlny od hrotu katétru k jeho distálnímu konci.



Obr. 7: Přímá metoda měření krevního tlaku s extravaskulárním senzorem [12]

Na výše uvedeném obrázku je schematicky znázorněn extravaskulární systém „katétr-snímač“ pro měření krevního tlaku s připojením na pacienta. Vak s fyziologickým roztokem je umístěn v přetlakové infuzní manžetě. Pomocí balónku a manometru lze zvýšit tlak ve vaku na hodnotu až 300 mmHg. Proplach celého systému fyziologickým roztokem pouštěným pod vysokým tlakem (do 300 mmHg) zajišťuje eliminaci vzduchových bublin (které mohou upat cévu) uvnitř měřicího systému. Infuzní set spojuje vak s tlakovou komůrkou. Katétr je připojen ke komůrce přes trojcestný kohout pro infuzní systémy. Pomocí něho lze provést nulování tlaku v systému na hodnotu atmosférického tlaku. Hrot katétru se zavádí přes kanylu, která je už před katetrizací umístěna v cévě. Důležitě je zajistit, aby byly komůrka se senzorem tlaku v jedné výšce se srdcem pacienta. Správné nastavení tzv. flebostatické roviny eliminuje nežádoucí vliv hydrostatického tlaku, který bude výsledkem rozdílu ve výšce mezi tlakovým senzorem a zdrojem měřeného krevního tlaku (srdcem). Elektrický konektor komůrky se senzorem bude připojen k monitorovacímu systému. Tímto systémem může být monitor hemodynamiky nebo monitor vitálních funkcí. Základní sestavou obou monitorovacích systémů jsou filtr, přístrojový zesilovač signálu, A/D převodník, zobrazovací zařízení a ovládací prvky.

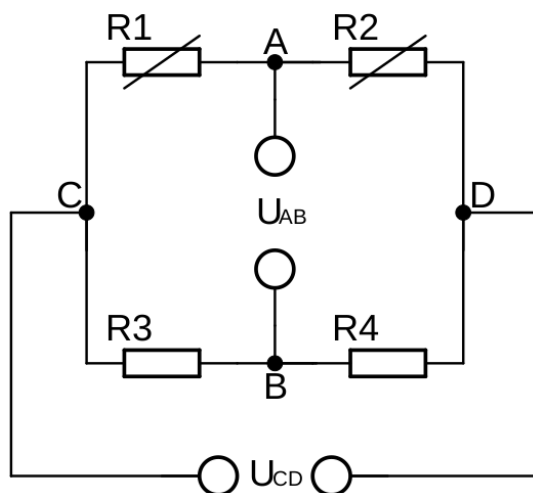
Důležitým bodem je při invazivním měření jak arteriálního tlaku, tak i CVP je výběr vhodného místa pro zavedení katétru. Při výběru vhodného místa pro katetrizaci tzv. „zlatý standard“ neexistuje. Lékař musí v každé klinické situaci zvážit výhody a nevýhody jednotlivých míst pro zavedení katétru do krevního řečiště. V případě měření arteriálního tlaku se nejčastěji využívají a. radialis, a. brachialis, a. femoralis. Při monitorování CVP se katetrizace provádí přes v. jugularis, v. subclavia nebo v. femoralis. Pro zavedení katétru do cévního řečiště existuje několik způsobů, např. metoda podle Seldingera nebo metoda „catheter over the needle“. Při katetrizaci podle Seldingera se používá zaváděcí drát, který je přes jehlu zaveden do cévy. [1]

Diagnostický katétr je ještě před samotným měřením zatížen mechanickým namáháním. Během měření musí zachovávat své mechanické vlastnosti, stejně jako komůrka se senzorem tlaku musí během celého měření zachovávat své technické charakteristiky.

3 Extravaskulární senzor tlaku

Přístrojem pro invazivní monitorování krevního tlaku (podle ČSN EN 60601-2-34) je přístroj včetně převodníků, který se používá pro vnitřní měření nebo monitorování tlaků v oběhovém systému pacienta. V daném kontextu rozumíme převodníkem prostředek měnící tlak na elektrický signál. Prostředek hydraulické vazby pacientova krevního tlaku, ve kterém je umístěn převodník, nazýváme „komůrka“. [13]

Podle principu činnosti, totiž na jakou elektrickou veličinu daný snímač mění veličinu mechanickou – tlak, dělíme převodníky krevního tlaku na kapacitní, indukční a odporové. [14] V současné době se běžně používají snímače zkonstruované na základě polovodičových tenzometrů. Polovodičový tenzometrický snímač je pasivní elektrotechnická součástka, u které dochází ke změně elektrického odporu kvůli změně krystalografické orientace snímacího prvku (tenzometru) vlivem deformace pružícího měrného prvku (membrány), se kterým je tenzometr pevně spojen. Hlavní výhodou tohoto typu snímačů je jejich vysoká jmenovitá citlivost,¹ protože fyzikální princip převodu tlaku na změnu odporu u polovodičových tenzometrů je dán změnou vodivosti polovodičového materiálu. Nevýhodou tohoto druhu tenzometrů je závislost na teplotě a nelineární charakteristika převodu tlaku na elektrický odpor. Polovodiče typu N mají však přímější charakteristiku při tlakových napětích, která je využívána v moderních snímačích tlaku. [15] Pro zvýšení citlivosti snímače, a tím i potlačení nežádoucího působení tepla na elektrický odpor součástek používají zapojení tenzometrů do můstku.



Obr. 8: Zapojení tenzometrů ve Wheatstoneově můstku

Ve výše uvedeném zapojení jsou za polovodičové tenzometry označeny součástky $R1$ a $R2$. Za napájecí napětí můstku určíme napětí U_{CD} . V anglojazyčné literatuře označují v případě senzoru tlaku U_{CD} jako excitační napětí. Pro dané zapojení je důležité, aby bylo v rovnovážném stavu, totiž když převodník měří atmosférický tlak (nulový TK na monitoru vitálních funkcí), aby byl rozdíl potenciálů mezi body A a B nulový. Tuto podmínku zajistíme dodržением následujícího vztahu [15]:

$$\frac{R1}{R2} = \frac{R3}{R4}. \quad (1)$$

Elektrotechnické součástky mají omezenou přesnost a kvůli tomu je dosažení nulového napětí na indikační diagonále v rovnovážném stavu nerealizovatelné. Nicméně monitorovací systémy

¹ Jmenovitá citlivost – poměr změny na výstupu převodníku a změny hodnoty tlaku v kterémkoli zvoleném rozsahu tlaku (podle ČSN EN 60601-2-34)

tolerují určitý rozsah rovnovážného driftového napětí. Po rozvážení odporového můstku působením tlaku na tenzometry dojde ke změně odporu R_1 a R_2 o hodnotu ΔR . Za předpokladu, že v rovnovážném stavu, tedy

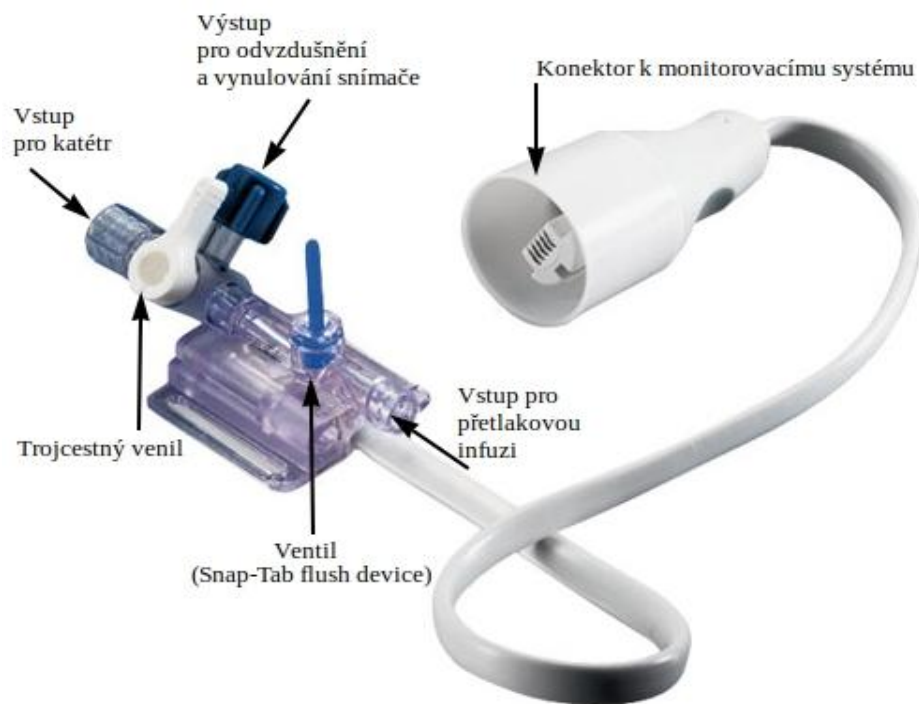
$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R, \quad (2)$$

můžeme pro napětí na indikační diagonále AB uvést:

$$U_{AB} \approx U_{CD} \cdot \frac{\Delta R}{2 \cdot R}. \quad (3)$$

Daný vztah neuvažuje vliv teploty ΔR_t na změnu odporu součástek, protože jeho hodnota je v porovnání s hodnotou ΔR zanedbatelně malá. Zapojení čtyř tenzometrů do můstku dvakrát zvýší citlivost snímače v porovnání s předchozím zapojením. Tzv. celomůstkové zapojení však nelze použít pro měření tlaku, protože nedojde k rozvážení odporového můstku, a to kvůli stejné změně odporu u každého tenzometru. [15]

Uvedené zapojení tenzometrů ve Wheatstoneově můstku je realizováno ve většině moderních extravaskulárních senzorů metodou difuze odporového můstku do tenké křemíkové membrány. [16] Jeden z takových senzorů, který byl použit v rámci experimentální části dané práce, je instalován v komůrce *TrueWave* od společnosti *Edwards*.



Obr. 9: Extravaskulární senzor krevního tlaku TrueWave od společnosti Edwards [17]

Výše uvedený měřicí systém je komůrkou pro jedno použití. Její pouzdro je pro snížení poddajnosti vyrobeno z rigidního plastu. Na daný typ přístrojů pro invazivní monitorování krevního tlaku jsou kladeny zvláštní požadavky. Výčet požadovaných parametrů a odpovídající hodnoty parametrů uvedených výrobcem komůrky *TrueWave* lze sledovat v následující tabulce:

Tabulka 1: Požadované parametry převodníků dle ČSN EN 60601-2-34 [13] a hodnoty uvedené výrobcem [17]

Parametr	Hodnoty dané výrobcem	Minimální hodnoty podle ČSN EN 60601-2-34
Rozsah měření tlaku	-50 mmHg až 300 mmHg	-30 mmHg až 250 mmHg
Maximální přetlak	-500 mmHg až 5000 mmHg	-400 mmHg až 4000 mmHg
Nelinearita a hystereze	do $\pm 1,5$ % odečtu nebo ± 1 mmHg	do ± 4 % odečtu nebo ± 4 mmHg
Vlastní frekvence	> 200 Hz	>10 Hz
Jmenovitá citlivost	$5,0\mu\text{V/V/mmHg} \pm 1$ %	-
Teplotní koeficient driftu nuly	$\leq \pm 0,3$ mmHg/ $^{\circ}\text{C}$	$\leq \pm 0,4$ mmHg/ $^{\circ}\text{C}$
Teplotní koeficient citlivosti	$\leq \pm 0,1$ %/ $^{\circ}\text{C}$	$\leq \pm 0,25$ %/ $^{\circ}\text{C}$
Drift při konstantní teplotě	± 1 mmHg za 8 hodin	± 1 mmHg za 8 hodin

Jak je vidět ve výše uvedené tabulce, pokrývá daný převodník zcela požadavky ČSN EN 60601-2-34. Hodnoty daných parametrů jsou ale platné jen pro převodník tlaku bez připojení katétru. Jak bylo popsáno v předchozí kapitole, vyžaduje invazivní měření krevního tlaku použití katétrů, což nezbytně vede ke změně hodnot uvedených parametrů. Vliv katétru na charakteristiku celého měřicího systému bude záviset na jeho mechanických vlastnostech.

4 Mechanické vlastnosti katétru

Diagnostické katétry pro extravaskulární měření krevního tlaku představují ohebnou trubici o zevním průměru 4 až 8 Frenchů, v závislosti na kondici pacienta a místě snímání tlaku. [10] French je rozměrovou jednotkou velikosti průměru katétru. Převodní vzorec pro uvedenou jednotku je následující:

$$Fr = 3 \times D, \quad (4)$$

kde Fr je zkrácené French a D je průměr katétru v milimetrech. [18]

Délka intravaskulárních katétrů pro extravaskulární senzory tlaku může být v rozsahu od 10 do 125 cm. [10] Mechanické a geometrické parametry katétrů mají základní vliv na přesnost přenosu tlakových změn z hrotu katétru k senzoru. Informace o základních parametrech uvádí výrobce nejčastěji na distálním konektoru pro připojení komůrky.



Obr. 10: Diagnostický katétr od firmy Cordis – série Infinity [19]

Jak je vidět na výše uvedeném obrázku jsou na konektoru označeny hodnoty čtyř parametrů:

1. Maximální průměr vodícího drátu v palcích (1 inch = 25,4 mm),
2. délka katétru v cm (délka je měřena u vzpřímeného katétru, od konce konektoru (nejušší část) do hrotu),
3. maximální hodnota tlaku (při injekce) v psi (1 psi \approx 6894,757 Pa \approx 51,715 mmHg),
4. zevní průměr katétru ve Fr.

Pod číslem 5 je na obrázku označen hrot katétru s určitou odolností k mechanickému namáhání a změně tvaru.

Pro výrobu katétru se využívají moderní materiály, které musejí zajistit nejen požadované mechanické vlastnosti ale i biokompatibilitu.

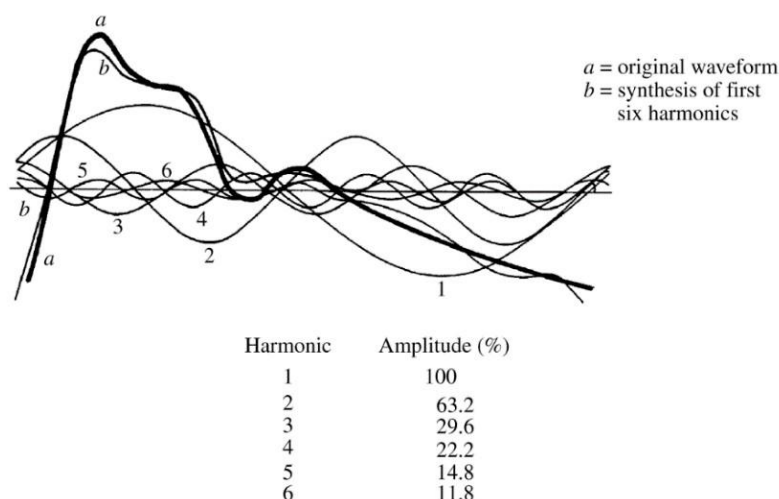
Jedním z materiálů, který se používá pro výrobu katétrů, je teflon. Jde o obchodní název pro polytetrafluoretylen (zkr. PTFE) firmy DuPont Company. Při výrobě katétrů se používají i jiné biokompatibilní polymery, které jsou dostatečně rigidní pro eliminaci změny objemu katétru při působení tlaku, ale zároveň musejí vykazovat dostatečné ohebnosti pro snadné proniknutí a pohyb uvnitř cévy.

V rámci experimentální části dané práce byl použit víceúčelový 5Frenčový diagnostický katétr od firmy Cordis z řady Infinity o nominální délce 125 cm a o vnitřním průměru 1,19 mm. [19]

Informace o geometrických parametrech a mechanických vlastnostech katétru (délka a průměr) je nezbytná pro vytvoření jeho matematického modelu.

5 Matematická analýza krevní tlakové vlny

V kapitole 1 byly probrány parametry hemodynamiky člověka, jejich původ a využití v diagnostice nemocí. Na základě výše uvedeného lze tvrdit, že krevní tlak je jedním ze základních parametrů pro hodnocení stavu kardiovaskulárního systému a pro stanovení dalších hemodynamických veličin. Proto je potřeba zajistit určitou přesnost snímání krevní tlakové vlny. Přesnost systému (měřicího dynamickou veličinou) závisí na maximální frekvenci, při které je daný systém schopen měřit bez nežádoucích transformací nebo bez ztráty informací. Aby bylo možno určit potřebný minimální frekvenční rozsah měřicího zařízení, je nutné vědět, jaká je nejvyšší frekvenční složka měřeného signálu, která nese relevantní informaci pro jeho přesnou rekonstrukci. Pro rozbor signálu na frekvenční komponenty je potřeba využít metody matematické analýzy. Jedním z přesných matematických nástrojů pro analýzu periodických signálů je Fourierova transformace (FT). Uvedená metoda dovoluje představit periodický signál jako funkci sinů a kosinů odpovídajících frekvencí, amplitud a fází, tzv. harmonické složky neboli komponenty signálu.



Obr. 11: Průběh křivky krevní tlakové vlny:

a) Originální křivka b) syntetizovaná křivka krevní tlakové vlny (T. A. Hansen, „pressure measurement in the human organism.“ Acta Physiologica Scandinavica, 1949, 19,Suppl. 68, 1–227.)

Na výše uvedeném obrázku je znázorněna jedna perioda krevní tlakové vlny a syntetizovaná křivka z jejích prvních šesti harmonických komponent, získaných pomocí FT. Amplitudy harmonických funkcí jsou uvedeny v procentech, kde stoprocentní amplitudu má harmonická funkce s fundamentální frekvencí (první neboli základní harmonická). Procentuální vyjádření amplitudy vyšší harmonické složky je stanoveno jako poměr amplitudy k amplitudě základní harmonické komponenty vynásobený stem (procenta). Z uvedených hodnot můžeme pozorovat určitý trend, platí totiž čím je vyšší frekvence harmonické komponenty, tím je nižší její amplituda. Takže lze předpokládat, že vyšší harmonické složky signálu jsou více náchylné ke zkreslení kvůli vlivu elektromagnetického rušení a biologických artefaktů. Dále si nelze nevšimnout, že syntetizovaný signál nekopíruje úplně přesně originální tlakovou křivku, přičemž je vidět rozdíl jak v amplitudě, tak i ve fázi. Z výše uvedeného plyne, že i vyšší harmonické frekvence nesou nezbytnou informaci pro přesnou rekonstrukci signálu. Podle A. T. Hansena, D. L. Frye a I. T. Gabe mohou jen použití měřicích systémů s nulovou amplitudově-frekvenční charakteristikou do frekvencí vyšší než alespoň desátá harmonická pulzní vlna zajistit potřebnou přesnost měření. [20] Ale D. A. McDonald a L. A. Geddes tvrdí, že přesné měření krevního tlaku mohou zajistit jen systémy s frekvencí zlomu kmitočtové charakteristiky vyšší než patnáctá harmonická komponenta krevní tlakové vlny.[19] Dále Gersh a kolektiv ve své práci z roku 1971 uvádějí, že amplitudově-frekvenční charakteristika systému „katétr-snímač“ pro měření tlaku v

srdečních komorách musí být plocha až do 20. harmonické frekvence. [19] Nakonec ČSN EN 60601-2-34 akceptuje přístroje pro invazivní monitorování krevního tlaku s kmitočtovou charakteristikou od 0 do 10 Hz. [13] Tento rozsah však platí jen pro převodníky bez připojených katétrů. Samotné senzory pro měření krevního tlaku zcela pokrývají minimální frekvenční rozsah pro přesnou rekonstrukci signálu. Jejich nezbytné spojení s katétrelem vede ke snížení vlastní frekvence měřicího systému. Analýza kmitočtové charakteristiky uvedeného systému byla popsána v kapitole Metody řešení dané práce.

6 Analýza systému

Zapojení extravaskulárního senzoru s katétre plněným fyziologickým roztokem tvoří hydrodynamický systém. Snímání tlakové vlny v arteriálním řečišti zajišťuje hydrodynamické vedení od hrotu katétru k membráně senzoru. Přesnost přenosu pulzní vlny je zatížena mechanickými vlastnostmi katétru, fyziologického roztoku a membrány snímače tlaku. Použití nejmodernějších materiálů a postupů výroby nemohou zajistit stoprocentní přenos tlakové vlny systémem „katétr-snímač“. Nelze totiž eliminovat transformaci tlakové vlny po jejím převodu přes zmíněný hydrodynamický systém. Lze však provést zpětnou transformaci výstupního signálu tlaku měřicího systému, a tím pádem získat originální tlakovou vlnu. Pro provedení zpětné transformace neboli inverzní filtrace je potřeba mít model měřicího systému a určit jeho parametry.

6.1 Úvod do teorie systému

Výše bylo uvedeno, že spojení snímače tlaku a katétru tvoří hydrodynamický systém. Systém definujeme jako množinu prvků, které jsou spojeny mezi sebou a okolím určitými vazbami. Prvkem systému rozumíme jeho část, kterou nemůžeme dále rozdělit na další díly, podle stanovené hloubky zkoumání daného reálného objektu. Dále lze z hlediska rozdělení systému na části definovat pojem podsystém. „*Podsystém neboli subsystém je určitá část systému, kterou z určitého důvodu vyčleňujeme z daného systému a ve které mají prvky mezi sebou užší vazby než s jinými prvky daného systému*“. [21] V případě systému „katétr-snímač“ můžeme jako subsystémy určit zvlášť katétr a měřicí komůrku s převodníkem. Počet prvků a subsystémů a vlastnosti jejich vazeb popisuje struktura systému. Struktura systému určuje jeho chování, které charakterizuje odpověď systému na vnější působící veličiny. Vstupní veličinou neboli vstupním signálem v případě systému „katétr-snímač“ je tlaková pulzní vlna, kterou bychom naměřili ideálním intravaskulárním senzorem u hrotu katétru. Výstupní veličinou je výstupní signál z extravaskulárního snímače tlaku na konci katétru. Fyzikální veličiny systému, které mění vstupní signál na výstupní, nazýváme stavové veličiny. Pomocí analýzy systému můžeme získat informaci o stavových veličinách systému, definovat jeho strukturu, a tím pádem sestavit model daného reálného objektu.

Pod pojmem model budeme v rámci dané práce rozumět matematický model. „*Matematický model je matematická struktura, tedy soubor veličin, odpovídajících reálným fyzikálním veličinám modelovaného reálného systému, svázaných relačními operátory a funkčními vztahy, které odpovídají fyzikálním vazbám mezi veličinami reálného systému*“. [21] V případě matematického modelu definuje jeho struktura, řád a typ diferenciální (spojitý popis modelu) nebo diferenční (diskrétní popis model) rovnice nebo jejich soustava. Dále vyjadřuje struktura modelu jeho přenos, totiž závislost výstupní veličiny systému na vstupní. Koeficienty v rovnicích a přenosu modelu nazýváme parametry modelu. [21]

Analýza systému zahrnuje dva základní procesy: modelování a identifikaci modelu. Cílem modelování a identifikace jsou tvorba modelu a určení jeho struktury a parametrů tak, aby chování daného modelu ve vyžadované míře přesnosti odpovídalo chování reálného objektu za stejných podmínek simulace a experimentu. Metody modelování a identifikace lze rozdělit na dvě základní skupiny: analytickou a empirickou. Analytický rozbor daného reálného objektu vyžaduje znalosti o jeho fyzikálních, biologických a chemických vlastnostech. Dále lze na základě získaných technických údajů a pomocí známých fyzikálních zákonů aproximovat chování reálného objektu soustavou rovnic, které budou popisovat vnitřní strukturu daného systému. V teorii systému je model vyjadřující vnitřní popis reálného objektu známý pod názvem bílá skříňka (angl. white box). Pochopitelně, že čím je přesnější model neboli čím přesněji odpovídá chování modelu chování reálného objektu, tím je model složitější. Přitom bude složitější nejen tvorba modelu, ale i jeho použití. Proto je před samotným modelováním třeba rozhodnout, jakou vyžadujeme od

modelu přesnost a jak do hloubky jsme schopni provádět analýzu reálného objektu. U některých systémů nejsme totiž schopni získat informaci o všech procesech v nich probíhajících, a tím pádem provést jejich matematickou aproximaci.

V případě, kdy můžeme provádět experiment na reálném objektu, který chceme modelovat, lze využít empirický postup modelování a identifikace. Cílem experimentálních metod je změřit signál vstupující do systému a signál z něho vystupující. Tak získáme informace o reálném chování systému a můžeme sestavit model, tzv. „black box“. Tento model nepopisuje vnitřní strukturu objektu, ale jen vyjadřuje vztah mezi vstupem a výstupem. Takže použití daného modelu na jiné vstupní veličiny a za jiných podmínek vyžaduje ověření, jestli se bude tento model chovat stejně jako při experimentu.

Výše byly popsány dva krajní postupy modelování a identifikace systému. V praxi se však při tvorbě modelu reálného objektu a pro identifikaci jeho parametrů využívají metody obou postupů. Pomocí fyzikálně-matematické analýzy lze sestavit model popisující strukturu reálného objektu. Dále můžeme experimentálním měřením získat výstupní veličiny systému při daném vstupu. Přivedením stejných veličin na vstup modelu a porovnáním výstupů modelu a reálného objektu, můžeme ověřit, jestli je jejich chování podobné. V případě nedostatku informací o parametrech modelu lze provést jejich identifikaci na základě informací získaných z experimentálního měření. [21] [22] [23]

6.2 Klasifikace systému a modelu

Předtím než bude možno sestavit fyzikálně-matematický model a provést identifikaci jeho parametrů nebo celého modelu, je potřeba klasifikovat systém, který chceme modelovat a identifikovat. Nemůžeme však dát znaménko rovnosti mezi reálným objektem a reálným systémem. Až po definici veličin, které charakterizují daný objekt a jeho vztahy s okolím a po určení procesů, které v něm probíhají (pokud je to možné), můžeme mluvit o systému. Bez toho nelze převést reálný objekt do fyzikálně-matematické oblasti zkoumání. Zařazením objektu do nějaké skupiny systému předpokládáme zavedení určitých zjednodušení pro stanovení vztahů a veličin, kterými daný objekt popíšeme.

Teorie systému dovoluje popsat objekty z různých hledisek, která budou odrážet jejich fyzikální podstatu: závislost na čase, umístění v prostoru, vztahy s okolním prostředím a vnitřní procesy. V případě identifikace modelu, který je abstrakcí reálného systému, nás bude zajímat jen několik z mnoha možných klasifikačních parametrů teorie systému. Za prvé je třeba určit, jaké vlastnosti systému bude popisovat model ve vztahu k času. Budeme totiž rozebírat buď statický, nebo dynamický systém. Fyzikálně-matematické rovnice, které popisují statický systém, neobsahují čas jako nezávislou proměnnou. Převodem veličiny na vstup modelu statického systému dostaneme informaci o výstupní veličině, ale nebudeme moct určit, za jak dlouho proběhne proces transformace, a nezískáme tak čas průběhu přeměny. Popis dynamického systému vyžaduje použití diferenciálních rovnic, proto z jeho modelu dostaneme informaci nejen o vstupních a výstupních veličinách, ale i o celém průběhu transformace v čase.

Dále mohou být systémy ve vztahu k času časově invariantní a variantní. V prvním případě se stav systému v čase nemění. Parametry modelu invariantního systému nezávisí na čase (jsou konstantní). Chování systému ve druhém případě je nestacionární v čase. Parametry matematického modelu nejsou stálé v čase, což bude vidět z diferenciálních rovnic, které je popisují.

Z praktického hlediska je důležité vědět, jestli je systém schopen dosáhnout druhého ustáleného stavu. Proto je potřeba mít informace o chování systému po jeho aktivaci. V praxi se nejčastěji sleduje odezva systému na jednotkový skok. Systém, který se po stimulaci stabilizuje bez působení vnějších řídicích mechanismů na nové hodnotě ustáleného stavu, nazýváme proporcionální. Derivační systém má také druhý ustálený stav, ale ten je na rozdíl od

proporcionální soustavy nulový. Existují také systémy, které po působení vstupního podnětu nikdy ustáleného stavu nedosáhnou, tak zvané integrační soustavy. Jejich přechodovou charakteristiku lze popsat jako s časem rostoucí nebo klesající funkci.

Výše uvedené rozdělení systémů je důležité hlavně kvůli pochopení fyzikální podstaty systému a v něm probíhajících dějů. V případě modelování a identifikace je nutné podívat se na systém z hlediska jeho matematického popisu. Jestliže můžeme popsat systém a všechny děje v něm probíhající pomocí lineárních matematických operací, totiž sčítání, integrace, derivace, násobení konstantou, mluvíme o lineárním systému. V případě použití násobení, dělení, mocnin a goniometrických funkcí pro matematický popis, označujeme systém jako nelineární. Z fyzikálně-matematického rozboru reálných systémů nejčastěji získáme rovnice s nelineárními operacemi. Použití nelineárních vztahů při modelování a identifikaci vede k řešení velmi komplikovaných rovnic, ale výsledky těchto řešení mohou být pro některé účely identifikace dále nevyužitelné. Proto provádíme zpravidla pomocí určitých matematických metod a zavedením zjednodušujících podmínek linearizaci nelineárního systému. Hlavní podmínkou je, aby získaný matematický popis neztratil informaci podstatnou pro účely našeho modelování.

Původ fyzikálně-matematických zákonů, které popisují chování systému, má ještě jeden parametr, podle kterého lze třídit systémy na deterministické a stochastické. K první skupině patří systémy chování, které lze popsat deterministickými funkcemi. Použití uvedených funkcí předpokládá, že výstup systému závisí jen na jeho vstupu a na předcházejícím stavu. V případě druhé skupiny systémů, popisují jejich chování jen zákony pravděpodobnosti. Jinými slovy, při stejném vstupu můžeme výstup systému při opakovaném měření odhadnout jen s určitou pravděpodobností. V případě modelování reálných systémů, zvláště když systém zahrnuje elektrický senzor, nemůžeme eliminovat vliv působení náhodných veličin (šumu). Proto se snažíme co nejvíce potlačit vliv šumu a stanovujeme náhodné chyby měření. Takže když modelujeme reálný objekt, můžeme zanedbat jeho stochastickou část jen v případě, kdy na vstupu systému je deterministický signál a kdy lze vliv náhodné funkce odstranit metodami digitální filtrace bez ovlivňování výstupního signálu deterministického modelu.

Posledním, ne však podle významnosti, hlediskem, podle kterého určujeme postup matematické analýzy systému, je závislost sledovaných parametrů systému na poloze objektu v prostoru. Z daného hlediska existují systémy se soustředěnými parametry a s rozloženými parametry. V prvním případě mluvíme o systémech, u kterých jsou jejich parametry proměnné jen v čase, ale ne v prostoru. Takové systémy lze popsat obyčejnými diferenciálními rovnicemi. Na druhé straně jsou systémy s rozloženými parametry, u kterých závisí jejich veličiny jak na čase, tak i na prostorových změnách sledovaného objektu. Pro popis těchto systémů je potřeba využít soustavu parciálních diferenciálních rovnic. [21] [22] [23]

Výše uvedená rozdělení jsou založena na přiřazení určitého typu fyzikálně-matematického modelu k danému systému. Klasifikaci systému předpokládáme zavedení určitých zjednodušení pro jeho popis. Některé aproximace mohou vést ke ztrátě relevantní informace o systému, proto musí být model vytvořený na základě klasifikace reálného systému verifikován za použití experimentálně získaných parametrů.

6.3 Matematický popis systému

Matematické modelování reálného systému a následující identifikace jeho parametrů vyžaduje matematickou aproximaci relevantních procesů a vlastností systému. Cílem matematické aproximace je najít rovnici nebo soustavu rovnic, které by maximálně přesně popisovaly chování daného systému. Tato rovnice musí vyjadřovat závislost mezi vstupem a výstupem systému. V případě dynamického systému musí také obsahovat informace o předchozích stavech, protože ty ovlivňuje současný výstup systému. Pro získání matematického popisu systému (modelu) existuje řada postupů. V případě reálného systému, který dovoluje provádět experimentální měření, budou v dané práci rozebrány jen příslušné metody. Při analýze dynamického systému rozeznáváme

statické a dynamické vlastnosti. Statická charakteristika systému podává informace o závislosti mezi výstupem a vstupem v ustáleném stavu. Tato charakteristika nepřináší informace o průběhu výstupní veličiny v čase. Proto nemůže být statická charakteristika použita pro modelování systému, u kterého nás zajímá jak ustálený stav, tak i přechodové děje a průběh výstupní veličiny v čase.

Obecný tvar lineární diferenciální rovnice popisující stacionární dynamický systém je následující:

$$\sum_{i=0}^n a_i \cdot \frac{d^i y(t)}{dt^i} = \sum_{j=0}^m b_j \cdot \frac{d^j u(t)}{dt^j}, \quad (5)$$

kde $y(t)$ je výstupní veličina, $u(t)$ je vstupní veličina, a_i a b_j jsou koeficienty rovnice, které pro reálný objekt nesou určité fyzikální vlastnosti. Podmínkou fyzikální realizovatelnosti je princip kauzality, co pro výše uvedenou rovnici vyjadřuje vztah:

$$m \leq n.$$

Totíž výstup dynamického systému vždycky pozorujeme v důsledku působení akční neboli vstupní veličiny. Řád systému určuje nejvyšší řád derivace, kterou obsahuje lineární diferenciální rovnice.[24]

Vysoká výpočetní náročnost při řešení diferenciálních rovnic vede k použití Laplaceovy transformace. Protože jde o integrální transformaci, je její použití omezeno jen na systémy popsané po částech spojitou funkcí exponenciálního řádu:

$$f(t) = f(t) \text{ pro } t \geq 0,$$

$$f(t) = 0 \text{ pro } t < 0.$$

Pomocí dané matematické operace získáme místo vstupních a výstupních veličin jejich obrazy $U(p)$ a $Y(p)$, derivaci nahradí operátor transformace p s mocninou odpovídající řádu derivace. Prostřednictvím této integrální transformace definujeme jeden ze základních parametrů teorie systému, přenosovou funkci. Definiční zápis přenosové funkce je následující:

$$F(p) = \frac{Y(p)}{U(p)} = \frac{\sum_{j=0}^m b_j \cdot p^j}{\sum_{i=0}^n a_i \cdot p^i}. \quad (6)$$

Kořeny polynomu ve jmenovateli přenosu definujeme jako póly systému. Nuly systému tvoří kořeny čitatele. Uvedené parametry charakterizují stabilitu daného systému. Z jejich polohy v kartézské soustavě komplexní roviny určíme, jestli je systém schopen vrátit se do rovnovážného stavu po odeznění vstupního podnětu. [24]

Z praktického hlediska je důležité znát závislost chování systému na frekvenci vstupního signálu, a to zvláště u měřicích systémů. Tak definujeme frekvenční přenos systému, který vychází z přenosové funkce, u které je operátorem transformace komplexní proměnná $p = \sigma + j\omega$. Budeme-li uvažovat jen imaginární části této proměnné, dostaneme frekvenční přenos. Pro jeho výpočet v praxi se nejčastěji používá rychlá Fourierova transformace (FFT). Pomocí dalších matematických operací lze určit reálnou a imaginární část frekvenčního přenosu. [24] Dále určíme z uvedených složek frekvenčního přenosu fázovou funkci přenosu v radiánech:

$$\phi(j\omega) = \arctan \frac{\text{Im}[F(j\omega)]}{\text{Re}[F(j\omega)]}. \quad (7)$$

Grafickou prezentací fáze přenosu je v závislosti na frekvenci fázová frekvenční charakteristika systému.

Dále se v praxi pro hodnocení frekvenčních charakteristik využívá modul frekvenčního přenosu a od něho odvozená logaritmická amplitudová funkce v decibelech:

$$|F(j\omega)|_{dB} = 20 \cdot \log_{10}(|F(j\omega)|). \quad (8)$$

Grafickým vyjádřením výše uvedené funkce je logaritmická amplitudová charakteristika systému. [24]

Popsané charakteristiky jsou základními nástroji matematické analýzy systému, modelování a identifikace jeho parametrů. Metody získání frekvenčních charakteristik reálných systémů jsou založeny na použití referenčních periodických signálů. Signál o určité frekvenci zavádíme na vstup systému a sledujeme ho na výstupu. Často používanými signály jsou sinusoida, obdélníkové nebo trojúhelníkové impulsy. Výběr signálu závisí na účelu výzkumu a na náročnosti jeho realizace pro daný systém.

Mimo periodické signály se v rámci analýzy systému na jeho vstup zavádějí také neperiodické signály a sleduje se odezva systému. Jeden z takových signálů je Diracův jednotkový impuls, definovaný následovně:

$$\delta(t) = 0 \text{ pro } t \neq 0,$$

$$\delta(t) = \infty \text{ pro } t = 0.$$

Daný signál lze popsat jako obdélník o jednotkové ploše, u kterého šířka $b \rightarrow 0$ a délka $h \rightarrow \infty$. Odpovědí systému na Diracův impuls je impulsní funkce $g(t)$. Daná funkce může být užitečným nástrojem matematické analýzy systému. Použití jednotkového impulsu při modelování a identifikaci reálného systému je omezeno, protože z výše uvedeného popisu daného signálu je jasné, že jednotkový impuls je fyzicky nerealizovatelný. [22] [23]

Integrací Diracova jednotkového impulsu dostaneme další referenční signál – Heavisideův jednotkový skok. Jeho matematická definice je následující [22]:

$$\eta(t) = 1 \text{ pro } t \geq 0,$$

$$\eta(t) = 0 \text{ pro } t < 0.$$

V případě stacionárního dynamického systému nemusí být nulový čas definován začátkem měření, protože jeho vlastnosti jsou permanentní v čase. Pro reálný systém je potřeba definovat maximum a minimum jednotkového skoku s ohledem na pro naše účely relevantní rozsah vstupních hodnot. Z výše uvedeného lze usoudit, že jednotkový skok v případě experimentálního měření je jednorázový prudký nárůst nebo pokles vstupní veličiny v rozsahu hodnot technicky realizovatelných pro daný systém a relevantních pro účely modelování. Fyzika reálného světa však nedovoluje vytvořit ideální Heavisideův jednotkový skok. Jeho nárůst nikdy totiž nebude kolmý k časové ose. Ve většině případů můžeme však docílit toho, že pro daný systém bude rychlost jednotkového skoku dostatečná, a to s ohledem na maximální frekvenci měřicího zařízení. Odpovědí systému na jednotkový skok je přechodová funkce $h(t)$ a jejím grafickým vyjádřením je přechodová charakteristika.

Aplikujeme Laplaceovu transformaci na jednotkový skok a na odpovídající přechodovou funkci:

$$L\{1(t)\} = \frac{1}{p}, \quad (9)$$

$$L\{h(t)\} = H(p). \quad (10)$$

Za použití vztahu (6), (9), (10) definujeme přenos následovně:

$$F(p) = \frac{H(p)}{p}. \quad (11)$$

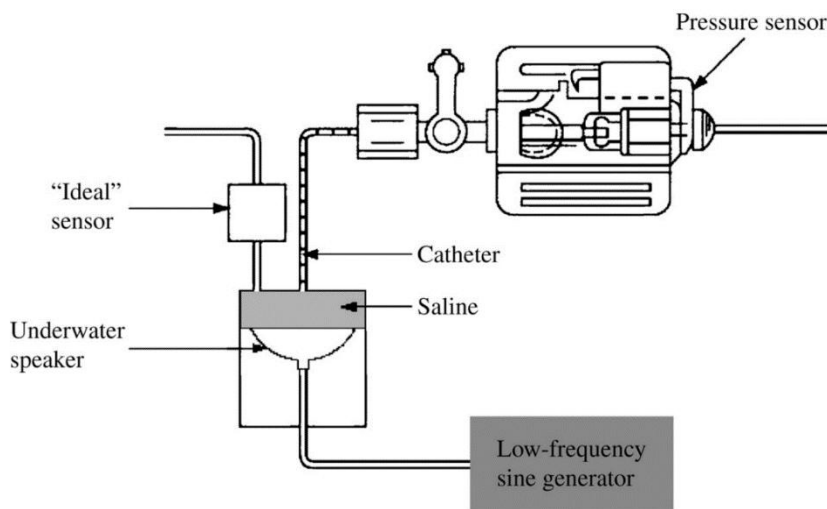
Z výše uvedeného plyne, že při použití jednotkového skoku jako vstupního signálu systému a získáním odezvy na tento vstup (přechodová funkce) můžeme stanovit fázovou a logaritmickou amplitudovou charakteristiku systému. [21]

Existují i další neperiodické signály, které lze používat pro analýzy systému. Například skok rychlosti, který lze definovat přes integraci jednotkového skoku. Díky malé náročnosti realizace však nejčastěji používaným neperiodickým vstupním signálem při experimentálním měření zůstává Heavisideův jednotkový skok. Odezva systému na tento signál ve tvaru přechodové charakteristiky dovoluje systém klasifikovat, určit jeho řád, hodnotit stabilitu a získat parametry pro verifikaci vytvořeného modelu. [22]

7 Současný stav řešení

Problematika frekvenční charakteristiky kardiovaskulárních katétrů se objevila ve druhé polovině 20. století. V roce 1981 se Gardner ve své práci „Direct Blood Pressure Measurement-Dynamic Response Requirements“ věnoval analýze vlivu frekvenčních charakteristik katétrů na výsledky invazivního měření krevního tlaku. Ve své práci navrhoval a realizoval metodu měření frekvenční charakteristiky pomocí systému „katétr-snímač“. Tato metoda byla založena na měření periodického harmonického tlakového signálu referenčním senzorem tlaku a systémem „katétr-snímač“. Na základě analýzy naměřených dat navrhl Gardner model systému „katétr-snímač“, a to ve formě elektrické analogie RLC obvodu. Dále byla v dané práci zkoumána metoda určení charakteristických parametrů měřicího systému (vlastní frekvence a poměrný útlum) pomocí odezvy systému na jednotkový skok. Tento výzkum se týkal také vlivu vzduchových bublin na výše uvedené parametry systému „katétr-snímač“. [25] V dalším výzkumu z roku 1981 (Plasman and Timmers „Direct measurement of blood pressure by liquid-filled catheter manometer systems“) byly mimo měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ vyzkoušeny metody kompenzace jejího vlivu na měřený signál, a to za použití filtru 1. řádu typu dolní propust a aktivního dolnoproputného filtru Butterworth. [20]

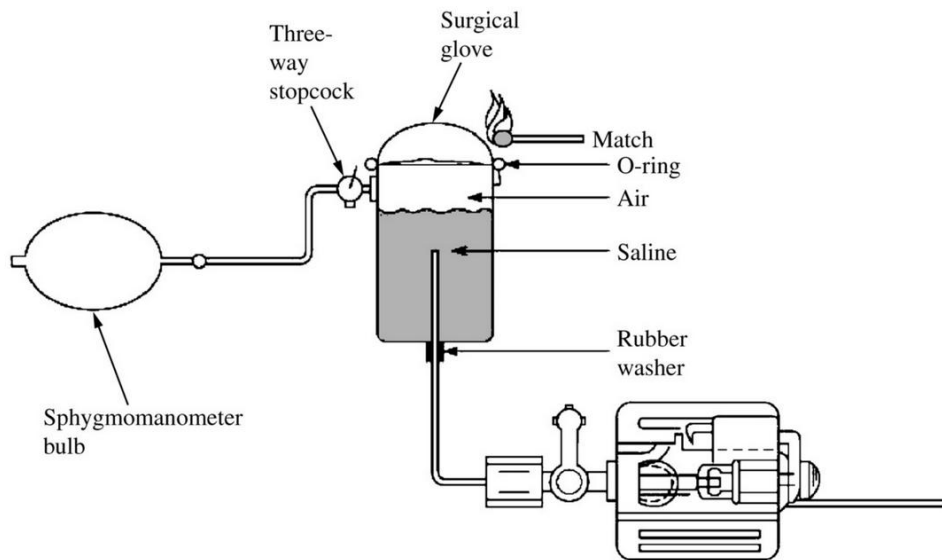
V roce 2008 byla publikována vědecká práce Roberta A. Peury „Blood pressure and sound“. Její velká část je věnována řešení problematiky přesného invazivního měření krevního tlaku za použití katétru a extravaskulárního tlakového senzoru. V této práci je podrobně popsán model systému „katétr-snímač“ a metody získání jeho frekvenční charakteristiky.



Obr. 12: Měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ podle R. A. Peura [12].

Na výše uvedeném obrázku je uveden schematický náčrt testovacího přípravku s generátorem sinusového tlakového signálu. V tomto systému byl použit referenční senzor tlaku („Ideal“ sensor) s plochou frekvenční charakteristikou od 0 Hz do 100 Hz. Tento senzor je připojen přímo na testovací komůrku, a proto měří vstupní signál do systému „katétr-snímač“ (Pressure sensor a Catheter). Testovací komůrka a celý systém jsou naplněny fyziologickým roztokem (Saline). Pro generaci periodické změny tlaku v komůrce s nastavenou frekvencí a amplitudou byl použit podvodní reproduktor (Underwater speaker) ve spojení s nízkofrekvenčním sinusovým generátorem elektrického signálu (Low-frequency sine generator). Ve své práci Peura uvádí, že pomocí daného testovacího přípravku lze stanovit přesný model systému „katétr-snímač“, a to přímo z amplitudové a fázové změny výstupního signálu. [12]

Nicméně výše popsaná metoda vyžaduje použití specializovaného vybavení, a proto byl její rozbor v rámci výzkumu Roberta A. Peury méně rozsáhlý než rozbor následující metody.



Obr. 13: Měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“ podle R. A. Peura. [12].

Na obrázku výše je schematicky znázorněn testovací přípravek pro měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“. Katétr je umístěn v rigidní válcové nádobě s otevřeným vrchem, přes šroubovací konektor s gumovým těsněním (Rubber washer). Celý systém je naplněn fyziologickým roztokem (Saline). Zbavení systému přebytečné kapaliny je realizováno pomocí trojcestného ventilu (Three-way stopcock). Na horní část nádoby je umístěna gumová membrána (Surgical glove), která je uchycena gumovým kroužkem (O-ring). Zvýšení tlaku v systému se provádí prostřednictvím balónku tonometru (Sphygmomanometer bulb). Nakonec se po prasknutí nafouklé gumové membrány (pomocí zápalky) skokově snižuje tlak v systému a sleduje se odezva systému „katétr-snímač“. Tímto způsobem získaná přechodová charakteristika byla využita pro vymezení poměrného útlumu a pro stanovení vlastní frekvence systému. [12]

Z výše popsaného je vidět, že problematika měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ je značně rozpracovaná. Současné systémy snímání IBP (monitory vitálních funkcí a hemodynamiky) nemají integrované inverzní filtry pro kompenzaci zkreslení měřeného signálu způsobeného nežádoucími vlastnostmi katétru a komůrky. Tato problematika je tedy dosud aktuální z hlediska vytvoření metod pro kompenzaci vlivu frekvenční charakteristiky katétru, při monitorování krevního tlaku, implementovatelných do klinické praxe.

Metody řešení

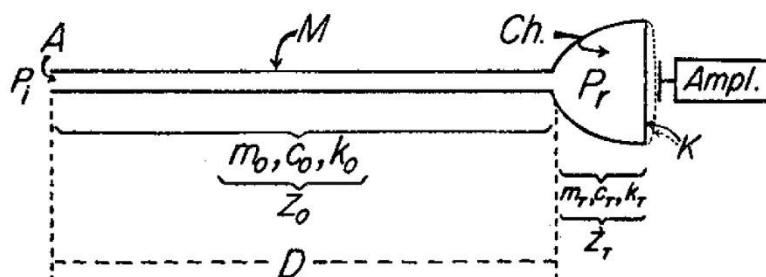
Řešení úlohy inverzní filtrace měřicího systému „katétr-snímač“ zahrnuje: klasifikaci daného systému, tvorbu nebo výběr odpovídajícího matematického modelu, verifikaci modelu za použití experimentálně získaných dat a identifikaci parametrů vytvořeného modelu. Všechny výše uvedené kroky byly provedeny a postup jejich realizace je popsán v následujících kapitolách.

8 Model systému „katétra-snímač“

Zapojení extravaskulárního senzoru se srdečním katétre plněným fyziologickým roztokem tvoří hydrodynamický systém. Vstupní veličinou daného systému je tlaková vlna. Mechanické vlastnosti systému ovlivňují procházející tlakovou vlnu, takže na výstupu systému získáme transformovaný vstupní signál. Jednou z úloh modelování je definovat uvedené vlastnosti systému prostřednictvím fyzikálních zákonitostí. Všechny materiály mění časem své vlastnosti kvůli stárnutí a mechanickému poškození při jejich použití. Systém „katétra-snímač“ je jednorázové měřicí zařízení, používá se u jediného pacienta. Proto byla při každém dalším experimentu používána nová měřicí sada, která měla stejné vlastnosti aspoň během jednoho měření. Za výše uvedených předpokladů a za podmínky, že každá měřicí sada „katétra-snímač“ má stejné vlastnosti, lze tvrdit, že tento systém je časově invariantní, jinými slovy jeho parametry jsou konstantní v čase. Výstupní signál každého měřicího zařízení je ovlivněn stochastickými veličinami (šum, náhodné chyby atd.). Protože na vstupu systému byly používány signály pro průběh, který je předem známý, a fyzické vlastnosti systému mají podstatně větší vliv na výstupní signál než stochastické veličiny, lze považovat daný systém za deterministický. Dále byly zvlášť analyzovány modely systému „katétra-snímač“ s rozloženými a se soustředěnými parametry.

8.1 Model s rozloženými parametry

Komponenty systému, které určují jeho vlastnosti a chování, jsou kontinuálně rozloženy po celém reálném objektu. Proto poskytuje nejpřesnější popis systému model s rozloženými parametry.



Obr. 14: Model s rozloženými parametry-systém „katétra-snímač“ (Donald L. Fry, 1960) [26]

Na výše uvedeném obrázku je možno vidět schematické znázornění katétru M o délce D . Podle obrázku je katétra připojen ke komůrce se senzorem tlaku $Ch.$, který obsahuje membránu K . Pohyb membrány je způsoben tlakovou vlnou P_i působící na hrot katétru A . Zkratkou $Ampl.$ je označen elektronický systém, který převádí mechanické pohyby membrány na elektrický signál a následně ho zesiluje. Chování daného systému „katétra-snímač“ určují charakteristická neboli podélná impedance vedení Z_0 a mechanická impedance Z_T . Charakteristickou impedanci systému definují následující parametry: inertance m_0 , tření c_0 a objemová elastance k_0 katétru. Mechanickou impedanci charakterizuje koeficient inertance m_T , koeficient tření c_T a koeficient elastance k_T komůrky se senzorem tlaku a jeho membrány.

Existence daného modelu předpokládá, že kapalina plnicí systém je stlačitelná a stěny katétru jsou elastické. Za uvedených předpokladů lze říct, že se kapalina v systému nepohybuje jako jediný celek. Proto si lze veličinu mechanického tlaku v rámci modelu s rozloženými parametry představit jako vlnu. Tato veličina má konečnou rychlost a jde přes katétra ke komůrce se senzorem tlaku. Tlaková vlna způsobuje nárůst objemu kapaliny v komůrce a kvůli podstatně vyšší poddajnosti membrány senzoru dochází v porovnání s ostatními systémy k jejímu kmitavému pohybu, přičemž by frekvence a amplituda kmitů membrány měly odpovídat stejným parametrům tlakové vlny. Chování systému „katétra-snímač“ ovlivňuje tlakovou vlnu a způsobuje změny její

frekvence a amplitudy. Prvním parametrem regulujícím chování systému je mechanická impedance komůrky Ch :

$$Z_T = j \cdot \left(m_T \cdot \omega - \frac{k_T}{\omega} \right) + c_T, \quad (12)$$

kde ω je úhlová frekvence v radiánech za sekundu, m_T je koeficient setrvačnosti, který vyjadřuje setrvačnou sílu vztaženou k zrychlení daného pohybujícího se elementu systému (membrány tlakového senzoru), k_T je součinitel pružnosti vyjadřující pružnou sílu na jednotku hmoty kapaliny pohybující v komůrce se senzorem a c_T je součinitel tření, který je definován jako poměr třecí síly a hmotnostního toku uvnitř zmíněné komůrky. Jak je vidět ze vzorce (12) mechanická impedance je komplexně sdružená veličina. Velikost vektoru Z_T se vypočítá pomocí Pythagorovy věty jako druhá odmocnina sumy kvadrátů imaginární a reálné části příslušné veličiny. Směr vektoru v kartézské soustavě souřadnic určuje úhel mezi vodorovnou osou x (reálné hodnoty) a daným vektorem. Uvedený úhel definujeme jako tangens poměru imaginární části k reálné části veličiny Z_T . Rotující vektor vyjadřující sinusovou tlakovou vlnu je vektorovým součinem vektoru Z_T a vektorové veličiny hmotnostního toku vstupujícího a vystupujícího z komůrky se senzorem.

Druhým parametrem systému „katétr-snímač“ je charakteristická impedance katétru s kapalinou. Její definiční vzorec je následující:

$$Z_O = \sqrt{\frac{(m_O \cdot \omega - j \cdot c_O) \cdot k_O}{\omega}}, \quad (13)$$

kde m_O je setrvačnost hmotnostního toku, která vyjadřuje pokles tlaku na jednotku délky katétru děleného zrychlením hmotnostního toku, c_O je součinitel třecího odporu definující pokles tlaku na jednotku délky katétru a na jednotku hmotnostního toku. Posledním parametrem rovnice je součinitel elastance k_O , který vyjadřuje zvýšení hmotnosti kapaliny na jednotku zvyšujícího se tlaku a na jednotku délky katétru.

Z rovnice charakteristické impedance katétru lze odvodit další parametr systému, konstantu šíření tlakové vlny katétre:

$$n = \sqrt{\frac{(j \cdot c_O \cdot \omega - m_O \cdot \omega^2)}{k_O}}. \quad (14)$$

Reálná část výše uvedené konstanty určuje tlumení rozkmitu vlny procházející přes katétr. Imaginární část konstanty šíření vlny definuje fázové změny vlnění po délce vedení. [26]

Výše popsaný model s rozloženými parametry dovoluje přesně objasnit chování systému „katétr-snímač“ v dynamickém stavu. Jeho využití je však velmi omezeno, a to kvůli náročnosti výpočtů a následujícího použití výsledků. Proto byl v této práci použit model se soustředěnými parametry, jehož přesnost je dostačující pro jeho aplikaci v klinické praxi. Podrobný rozbor a matematický popis modelu se soustředěnými parametry jsou uvedeny v následující kapitole.

8.2 Model se soustředěnými parametry

Ověření přesnosti modelu se soustředěnými parametry lze provést až po získání experimentálních dat a sestavení příslušného matematického modelu. Existuje však i orientační podmínka, pomocí které se v mechanice určuje, jestli je přesnost modelu se soustředěnými parametry vyhovující pro určité mechanické namáhání. Tato podmínka říká, že „... přijatelnou přesností při použití klasických reologických modelů (název pro model se soustředěnými parametry v mechanice) je, aby délka tyče byla mnohem menší, než je vlnová délka mechanické vlny“. [27] V případě systému

„katétr-snímač“ budeme za délku tyče považovat délku od hrotu katétru do extravaskulárního senzoru a mechanickou vlnou je tlaková vlna působící na vstup katétru. Ve výzkumu této práce byly použity katétrů o maximálně délce 125 cm a délka od vstupu tlakové komůrky do senzoru je 3,8 cm, tedy celková délka systému je 128,8 cm. Vlnová délka je součinem fázové rychlosti v a periody signálu T neboli poměrem fázové rychlosti a frekvence signálu f :

$$\lambda = v \cdot T = \frac{v}{f}. \quad (15)$$

Pro ověření platnosti podmínky je potřeba vyhodnotit krajní případ, kdy délka mechanické vlny šířící se katétre bude minimální. Ze vzorce 12 je vidět, že délka vlny je přímo úměrná rychlosti šíření vlnění, proto lze tvrdit, že čím je menší fázová rychlost a čím je vyšší frekvence, tím je menší délka vlny. Pro měření frekvenčních charakteristik byl na vstup katétru přiveden sinusový signál s lineárně zvyšující frekvencí od 0,5 Hz do 50 Hz. Fázovou rychlost sinusové tlakové vlny lze stanovit z fázového posunu měřeného v sekundách mezi vstupními a výstupními signály při frekvenci 50 Hz a z délky systému „katétr-snímač“ v metrech, následovně:

$$v = \frac{l}{\Delta t} = \frac{1,288}{0,0124} \approx 103 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1},$$

kde l je délka systému v metrech a Δt je fázový posun.

Pro měření přechodové charakteristiky byl na vstup katétru přiveden jednotkový skok tlaku z vyšší hodnoty na hodnotu atmosférického tlaku. Protože náhlý pokles tlaku v systému způsobí rázovou vlnu, můžeme za fázovou rychlost v tomto případě považovat rychlost zvuku ve fyziologickém roztoku (1483,4 m/s při teplotě 20°C), kde rychlost zvuku je nejmenší v porovnání s ostatními látkami systému (podmínka splnění krajního případu).

Nakonec lze pomocí vzorce 11 vypočítat délku hydromechanické vlny, která bude působit na systém.

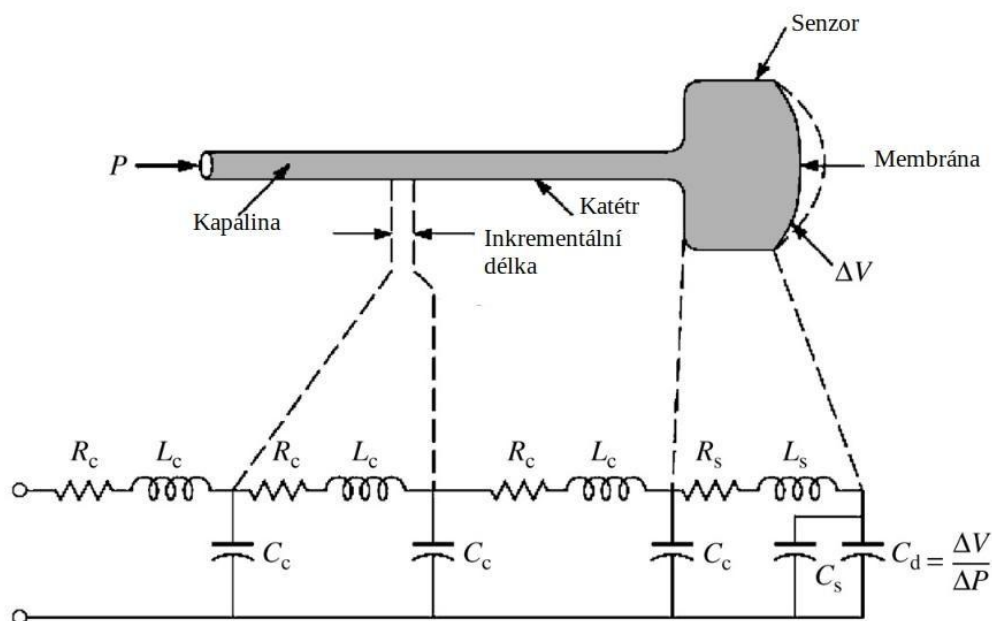
Délka vlny při měření frekvenční charakteristiky:

$$\lambda = \frac{103}{50} \approx 2,06 \text{ m}.$$

Délka vlny při měření přechodové charakteristiky (39,7 Hz – maximální naměřená frekvence při délce katétru 125 cm):

$$\lambda = \frac{1483,4}{39,7} \approx 37,4 \text{ m}.$$

Jak je vidět z vypočtených hodnot, je délka systému „katétr-snímač“ v případě měření frekvenční charakteristiky cca 1,6krát menší než vlnová délka tlakové vlny procházející systémem. Dále je délka systému 29krát menší než mechanická délka vlny, a to v případě měření přechodové charakteristiky při plné délce katétru 125 cm. Z výše uvedeného plyne, že byla orientační podmínka splněna, a proto má smysl zkoumat model se soustředěnými parametry.



Obr. 15: Fyzikální model systému „katétra-snímač“ a jeho elektrická analogie [12]

Výše uvedený obrázek je modelem se soustředěnými parametry systému 2. řádu. Výsledný tvar mechanického vlnění, které se šíří přes systém „katétra-snímač“, závisí na setrvačných, elastických a odporových vlastnostech daného systému. Vlastnosti uvedené v daném modelu jsou prezentovány pomocí veličin inertance, poddajnosti a rezistance.

Inertance popisuje setrvačné vlastnosti daného objektu, totiž schopnost systému zachovávat směr a veličinu sil v něm působících. V rámci hydromechaniky to znamená, že kapalina se snaží zachovat směr a rychlost svého proudění. Mechanickou inertanci reprezentuje následující vzorec:

$$L = \Delta P \cdot \left(\frac{dQ}{dt} \right)^{-1}, \quad (16)$$

kde ΔP je rozdíl tlaku na vstupu a výstupu daného systému a $\frac{dQ}{dt}$ je derivace objemového toku podle času. [12]

Tlak je definován jako podíl síly působící na vstup trubice a plochy vnitřního příčného řezu dané trubice. Tuto sílu si lze představit podle 2. Newtonova zákona jako součin hmotnosti m a zrychlení dané kapaliny a v $m \cdot s^{-2}$. Derivace objemového toku podle času je součinem zrychlení hmoty a příčné plochy trubice. Po provedení nezbytných matematických operací získáme následující vztah pro výpočet inertance:

$$L = \frac{m}{A^2}, \quad (17)$$

kde m je hmotnost kapaliny v kilogramech a A je plocha příčného řezu trubice v m^2 . [12]

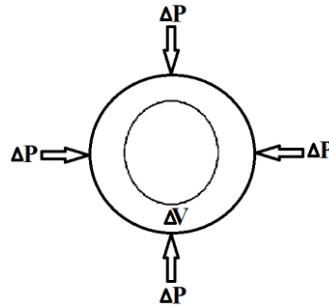
Předtím bylo určeno, že systém, kterým prochází tlaková vlna, je mnohem kratší, než je její vlnová délka. Zároveň musí platit předpoklad, že objemový tok kapaliny je tak malý, že nebude docházet ke stlačování sloupce kapaliny uvnitř katétra. Za výše uvedených podmínek lze tvrdit, že se fyziologický roztok plicí systém „katétra-snímač“ bude pohybovat podobně jako „píst“. Hmotnost daného „pístu“ je součinem hustoty ρ a objemu dané kapaliny V . Objem kapaliny je

součinem plochy vnitřního příčného řezu katétru A a její délky l . Po provedení matematických úprav byl odvozen následující vzorec pro výpočet inertance:

$$L = \frac{\rho \cdot l}{\pi \cdot r^2}, \quad (18)$$

kde ρ je hustota kapaliny (fyziologického roztoku), l je délka trubici v metrech a r je poloměr vnitřního příčného řezu trubice v metrech. [12]

Poddajnost reprezentuje schopnost daného tělesa měnit svůj objem pod vlivem mechanického tlaku.



Obr. 16: Změna objemu vzduchové bubliny při změně tlaku

Tuto fyzikální veličinu lze definovat za podmínky, že změna tlaku a tím i objemu je v daném systému natolik rychlá, že nedochází k tepelné výměně s okolím. Definiční vzorec mechanické poddajnosti je následující:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}, \quad (19)$$

kde ΔV je změna objemu tělesa v a ΔP je rozdíl tlaku na vstupu a výstupu daného systému. [12]

Podíl změny tlaku ke změně objemu je definován jako objemový modul pružnosti, proto lze výše uvedený vzorec přepsat následovně:

$$C = \frac{1}{E}, \quad (20)$$

kde E je objemový modul pružnosti zkoumané látky. [12]

Mechanická rezistance reprezentuje odporové vlastnosti prostředí, které působí proti síle vyvolávající pohyb molekul v daném prostředí a vzniká v důsledku tření částic o vnitřní povrch daného systému a o sebe navzájem. Definiční vztah pro tento parametr je následující:

$$R = \frac{\Delta P}{Q}, \quad (21)$$

kde ΔP je rozdíl tlaku mezi vstupem a výstupem daného systému a Q je objemový tok.

Za předpokladu laminárního proudění nestlačitelné kapaliny v systému, tedy za předpokladu parabolického rozložení rychlosti podél celé trubice, lze objemový tok definovat pomocí Hagen-Poiseuillova zákona:

$$Q = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l}, \quad (22)$$

kde r je poloměr vnitřního příčného řezu trubice v metrech, η je dynamická viskozita kapaliny a l je délka trubice v metrech.

Po dosazení a úpravě vzorce (22) byl odvozen vztah pro výpočet rezistance systému „katétr-snímač“ [12]:

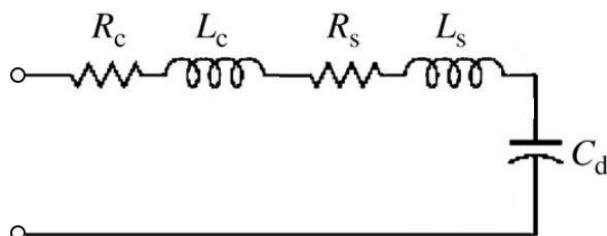
$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}. \quad (23)$$

Na obrázku 15 je znázorněn model, který zvažuje všechny výše popsané mechanické vlastnosti jak u katétru, tak i u senzoru tlaku. Jak je zřejmé z definičního vztahu pro poddajnost (19), bude velikost daného parametru pro různé části systému záviset jen na změně objemu těchto součástí, protože jedním z předpokladů je stejné rozložení tlaku po celém objektu. Z kapitoly 3 a 4 víme, že komůrka senzoru a samotný katétr jsou vyrobeny z rigidních materiálů, které takřka eliminují změnu objemu při změně tlaku v systému, totiž:

$$\Delta V_c \rightarrow 0 \Rightarrow C_c \rightarrow 0,$$

$$\Delta V_s \rightarrow 0 \Rightarrow C_s \rightarrow 0.$$

Jediným vysoce poddajným elementem systému je membrána senzoru. Lze tvrdit, že její poddajnost je natolik vysoká v porovnání s poddajnostmi katétru a komůrky senzoru, že lze jejich vliv v daném modelu zanedbat. Z původního modelu zobrazeného na obrázku 15 dostaneme následující model:



Obr. 17: Model systému „katétr-snímač“

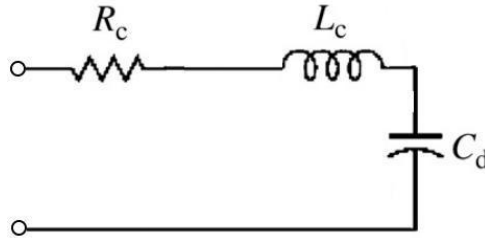
V dalším kroku byly analyzovány vzorce 18 a 23, které definují inertanci a rezistanci systému „katétr-snímač“. Jak je vidět z příslušných vztahů, fyzikálními veličinami, které ovlivňují parametry inertance a rezistance, jsou délka a vnitřní poloměr daných elementů systému. Vnitřní poloměr zkoumaných katétrů je 0,595 mm a minimální délka 200 mm. Vnitřní poloměr komůrky se senzorem tlaku je 1,4 mm a její délka je 38,4 mm. Pomocí uvedených veličin a vzorce 18 lze stanovit poměr mezi inertancí nejkratšího katétru (nejmenší inertance) a inertancí komůrky:

$$\frac{L_c}{L_s} = \frac{\rho \cdot 200 \cdot 10^{-3}}{\pi \cdot (0,595 \cdot 10^{-3})^2} \cdot \frac{\pi \cdot (1,4 \cdot 10^{-3})^2}{\rho \cdot 38,4 \cdot 10^{-3}} \approx 29.$$

Dále je uveden výpočet poměru rezistance nejkratšího katétru (nejmenší rezistance) a rezistance komůrky, podle vzorce (23):

$$\frac{R_c}{R_s} = \frac{8 \cdot \eta \cdot 200 \cdot 10^{-3}}{\pi \cdot (0,595 \cdot 10^{-3})^4} \cdot \frac{\pi \cdot (1,4 \cdot 10^{-3})^4}{8 \cdot \eta \cdot 38,4 \cdot 10^{-3}} \approx 160.$$

Z výše uvedených výpočtů je vidět, že inertance nejkratšího zkoumaného katétru je cca 29krát větší než inertance komůrky. Rezistance nejkratšího katétru je cca 160krát větší v porovnání s rezistancí komůrky. Protože je ze vzorců patrné, že čím je větší délka elementů, tím jsou větší příslušné parametry, je jasné, že poměr rezistance (nebo inertance) delších zkoumaných katétrů a odpovídajících parametrů komůrky bude ještě vyšší (viz příloha A). Provedené teoretické výpočty a charakter spojení jednotlivých komponent systému mezi sebou (sériové zapojení) dovolují tvrdit, že vliv inertance a rezistance komůrky je v porovnání se stejnými vlastnostmi katétru minimální. Proto je model z obrázku 17 možno následovně zjednodušit:



Obr. 18: Zjednodušený model systému „katétr-snímač“

Jak je vidět na výše uvedeném obrázku, je výsledný model mechanickou analogií elektrického RLC obvodu. Jde o dynamický, časově invariantní, lineární systém II. řádu s dvěma póly a žádnou nulou. Za podmínky stability systému lze pro něj následovně definovat přenosovou funkci [28]:

$$F(p) = \frac{G_{DC} \cdot \omega_n^2}{p^2 + 2 \cdot \zeta \cdot \omega_n \cdot p + \omega_n^2}, \quad (24)$$

kde G_{DC} je stejnosměrné zesílení, ω_n je vlastní frekvence systému v $\text{rad} \cdot \text{s}$ a ζ je poměrný útlum systému.

Pro uvedený systém byla dále definována vlastní frekvence v Hz, při které bude rozkmit výstupního signálu systému maximální za netlumeného kmitání [12]:

$$f_n = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L_c \cdot C_d}}. \quad (25)$$

Dále byl definován poměrný útlum daného systému [12]:

$$\zeta = \frac{1}{2} \cdot R_c \cdot \sqrt{\frac{C_d}{L_c}}. \quad (26)$$

Výše uvedené parametry budou dále využity pro ověření vytvořeného modelu, a to kvůli jejich nezávislosti na typu vstupního signálu.

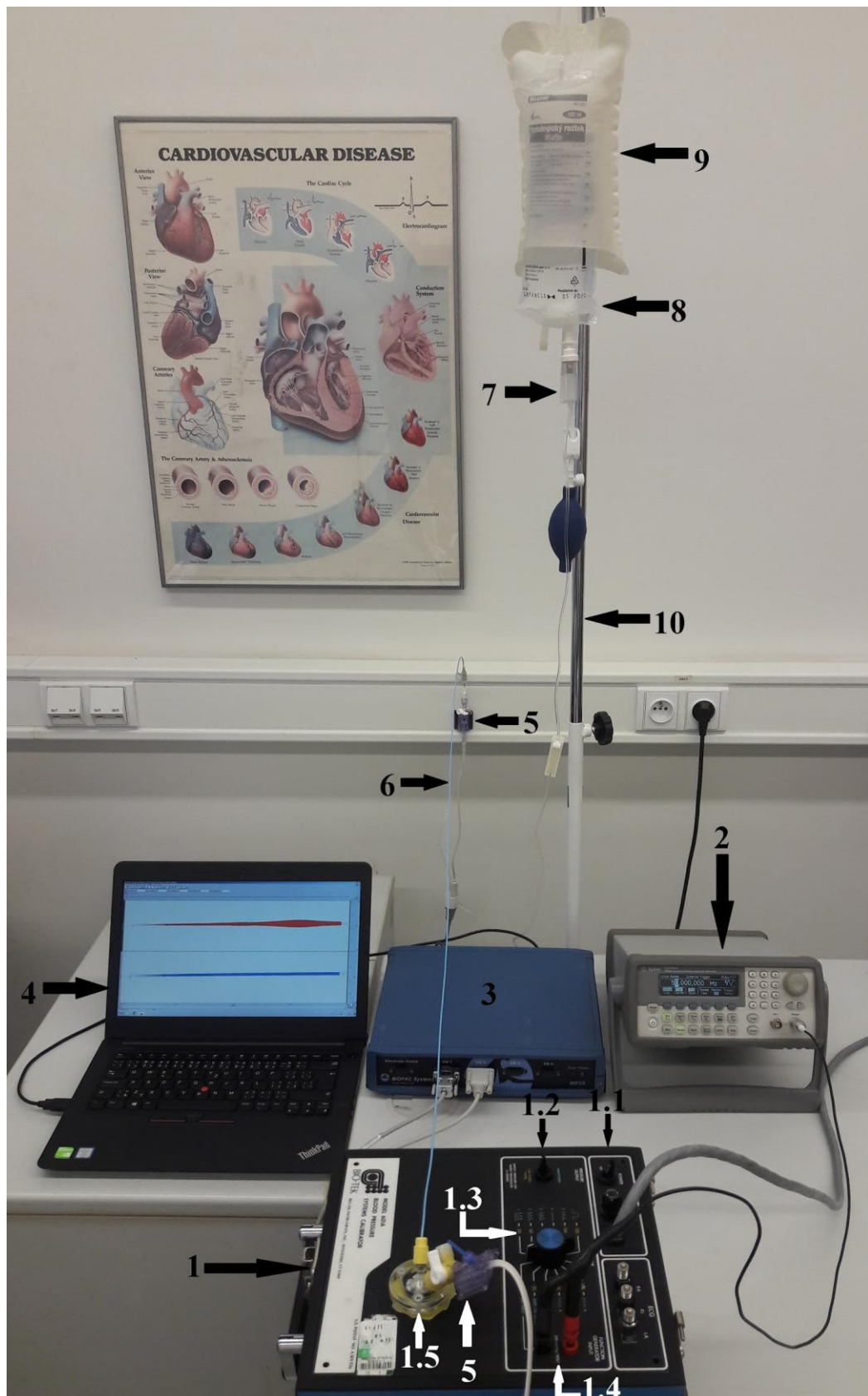
9 Experimentální měření

V rámci experimentální části této práce byl navržen a realizován postup pro měření frekvenční a přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“. Cílem bylo vytvořit měřicí přípravky a zajistit podmínky měření tak, aby byla docílena vysoká opakovatelnost měření s co nejmenším vlivem nežádoucích stochastických veličin na výsledky měření. Celý postup realizace experimentálních přípravků a samotného experimentu jsou popsány v následujících kapitolách.

9.1 Odpověď na periodický signál

Frekvenční charakteristika je grafickým nástrojem fyzikálně-matematické analýzy pro reprezentaci závislosti amplitudového a fázového vztahu mezi vstupním a výstupním signálem na frekvenci vstupního signálu. V rámci dané práce byly parametry získané z frekvenční charakteristiky použity pro ověření přesnosti použitého matematického modelu a metody měření přechodové charakteristiky. Celý experiment byl inspirován výzkumy Roberta A. Peury a Gardnera (viz kapitola Současný stav řešení) a navržen v souladu s ČSN EN 60601-2-34 se zavedením nezbytných modifikací daných technickými prostředky, které byly k dispozici.

9.1.1 Popis zařízení

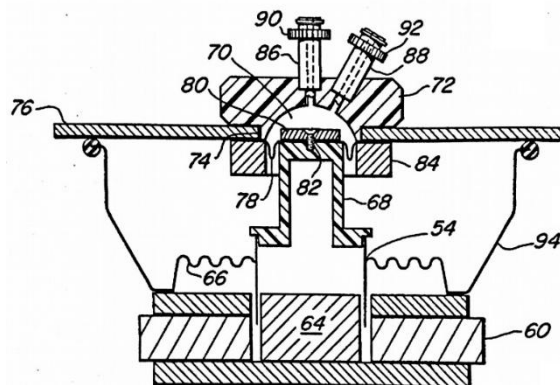


Obr. 19: Přípravek pro měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“

Na výše uvedeném obrázku je vidět experimentální přípravek pro měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“. Dále je uveden seznam přístrojů a pomůcek využitých pro sestavení daného měřicího přípravku (číslování v souladu s označením na obrázku 19):

1. Blood pressure systems calibrator model 601A od firmy BIO-TEK,
2. funkční generátor Agilent 33220A,
3. BIOPAC systems MP35,
4. počítač s nainstalovaným programem BSL PRO v3.7,
5. komůrka TrueWave od firmy Edwards,
6. katétr Cordis - serie Infinity,
7. infuzní set,
8. vak s fyziologickým roztokem,
9. přetlaková manžeta,
10. infuzní stojan.

Blood pressure systems calibrator model 601A od firmy BIO-TEK je funkční simulátor tlakové vlny. Jeho řízení zajišťují následující ovládací prvky (číslování podle obrázku 19): 1.1 hlavní vypínač, 1.2 přepínač mezi funkčním a statickým generátorem tlaku, 1.3 přepínač funkcí (nebo hodnoty tlaku), 1.4 vstupy pro funkční generátor. Hlavní funkční součástí daného simulátoru je generátor tlakové vlny. Jeho vrchní část je označena na výše uvedeném obrázku pod číslem 1.5 - komůrka tlakového generátoru.



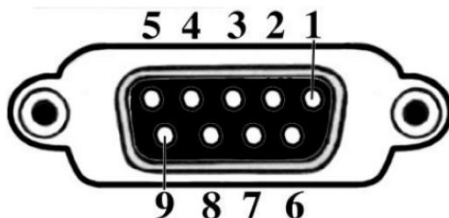
Obr. 20: Nákres příčného řezu generátoru tlaku (U. S. patent 4,189,936) [29]

Takový generátor zahrnuje řídicí magnet (60), cívku (54) a nosný rám (94), které byly v daném simulátoru implementovány zvukovým reproduktorem C5HU2 firmy Oaktron Industries. Uvedený reproduktor vytvoří ve spojení s plastovým pístem (68) o průměru 14 mm v komůrce (70) přetlak 100 mmHg na 1 V vstupního napětí. Elektrická část generátoru je hermeticky izolována pomocí flexibilní membrány určitého tvaru (78) a plastového krytu (80). Pro připojení komůrky se senzorem a katétru slouží vstupní Luer-Lok konektory (90) a (92). [29]

Pro řízení simulátoru tlaku byl použit funkční generátor Agilent 33220A. Daný generátor dovoluje předem nastavit: typ generovaného signálu (sinus, obdélník, pila, puls, šum, stejnosměrný výstup), frekvenci signálu od 1 μ Hz do 20 MHz s rozlišením 1 μ Hz, amplitudu od 10 mV do 10 V s přesností $\pm 1\%$ a s rozlišením 4 číslice, amplitudový a fázový offset. Hlavní výhodou daného generátoru je implementovaná funkce „sweep“, která produkuje periodický

signál s buď lineárně, nebo logaritmicky vzrůstající frekvencí. Výstup generátoru má ochranu proti zkratu, charakteristickou impedancí 50 Ω a izolační pevnost 42 V proti zemi. [30]

Snímání a zpracování signálu z tlakových komůrek bylo realizováno pomocí měřicí jednotky MP35 od firmy BIOPAC Systems. Tento přístroj je schopen snímat elektrické signály s amplitudou od $\pm 200 \mu\text{V}$ do $\pm 2 \text{ V}$ přes 4 vstupní konektory DSUB typu samice.



Obr. 21: Nákres vstupního konektoru DSUB měřicí jednotky BIOPAC MP35 [31]

Jak je vidět na výše uvedeném obrázku, zahrnuje vstupní konektor měřicí jednotky 9 pinů, z nichž každý plní jednu z následujících funkcí:

1. stínění,
2. snímání vstupního signálu (+),
3. uzemnění,
4. snímání vstupního signálu (-),
5. stínění
6. napájení +5 V, maximální proud – 100 mA,
7. I2C SCL,
8. I2C SDA,
9. Napájení -5 V, maximální proud – 100 mA.

Pro zesílení signálu zahrnuje systém BIOPAC přístrojový zesilovač s následujícími charakteristikami: koeficient zesílení od 10 do 50 000, CMRR od 85 dB, SNR od 89 dB. Před zesílením se signál filtruje analogovým dolním propustným filtrem s mezní frekvencí 20 kHz a horním propustným filtrem eliminujícím nežádoucí stejnosměrné komponenty signálu. Digitalizace je realizována 24bitovým A/D převodníkem. Vysílání signálu do počítače zajišťuje USB rozhraní s konektorem typu B. Uvedené rozhraní dovoluje také řízení měřicí jednotky MP35, pomocí softwaru BSL PRO v3.7. V daném programu lze nastavit používané vstupní kanály, zesílení signálu, vzorkovací frekvenci od 1 Hz do 100 kHz a čas měření. Dále dovoluje program BSL PRO sledovat měřené signály v reálném čase, provádět digitální filtraci (programovatelné IIR filtry) a ukládat získaná data ve formátech ACQ, TXT, WMF a GTL.[31]

V dané kapitole byly podrobně popsány jen složité elektronické přístroje použité v experimentu s ohledem na jejich technické charakteristiky, které jsou důležité pro správné nastavení měření. Způsoby použití a spojení všech přístrojů a medicínských pomůcek použitých v experimentu jsou popsány v následující kapitole.

9.1.2 Postup měření

Celý měřicí přístroj lze vidět na obrázku 19. Počítač byl připojen k měřicí jednotce MP35 přes USB kabel typu A-B. V programu BSL PRO v3.7 byly zapnuty dva vstupní kanály. S ohledem

na vstupní rozsah měřicí jednotky a na amplitudu výstupního signálu na obou vstupech byl nastaven koeficient zesílení na hodnotu 500. Dále byla v programu na hodnotu 20 kHz nastavena vzorkovací frekvence a délka měření na 105 sekund. K prvnímu vstupnímu konektoru BIOPAC byla připojena komůrka s katétrem a k druhému vstupu byl připojen referenční senzor. Sensory byly napájeny z měřicí jednotky BIOPAC přes třetí a šesté piny konektorů DSUB.

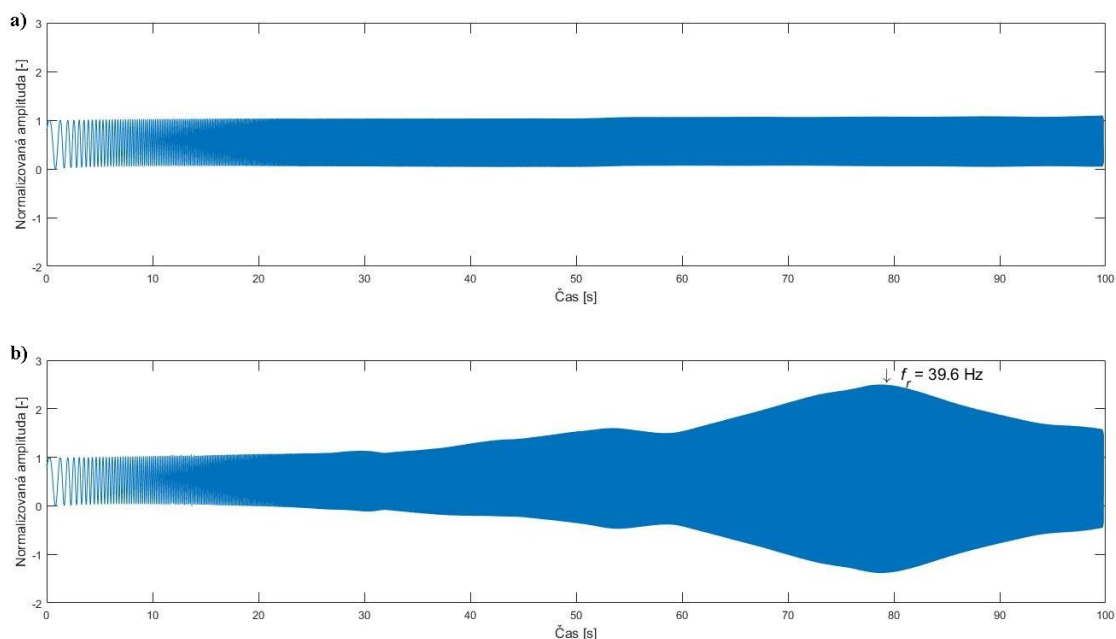
Vstup referenčního senzoru byl připevněn k vstupnímu konektoru komůrky generátoru tlaku. Hydromechanický systém „komůrka se senzorem – katétr – komůrka generátoru tlaku – referenční senzor“ byl připraven k měření tlaku podle návodu od firmy Edwards [32]. Přes infuzní set byl ke vstupu komůrky pro přetlakovou infuzi připojen vak s fyziologickým roztokem. Vak byl umístěn v přetlakové manžetě a celý přípravek byl zavěšen na infuzním stojanu ve výšce cca 80 cm nad komůrkou. Komůrka byla připevněna ke zdi ve stejné výšce, ve které se nachází referenční senzor tlaku. Dále byly otevřeny tlačka infuzního setu, vstupní ventil a výstup komůrky pro odvodušnění. Působením gravitační síly byla komůrka kontinuálně naplněna fyziologickým roztokem, ke vstupu komůrky pro katétr byla připojena spojovací hadička ze sady TrueWave. Přetlaková manžeta byla natlakována na 300 mmHg. Otevřením vstupu pro katétr a vstupního ventilu byla komůrka propláchnuta fyziologickým roztokem pro eliminaci vzduchových bublin v systému. Na místo spojovací hadičky byl připojen 5Fr katétr od firmy Cordis série infinity o délce 125 cm. Přes konektor s hermetickým gumovým těsněním byl druhý konec katétru umístěn v komůrce generátoru tlaku. Otevřením vstupního ventilu komůrky a referenčního senzoru byl celý systém naplněn fyziologickým roztokem. Nakonec byl na několik sekund otevřen výstup komůrky pro odvodušnění, aby se vyloučil přetlak v systému.

K elektrickým vstupům generátoru tlaku (viz obrázek 19) byl připojen výstup funkčního generátoru. Na funkčním generátoru byl nastaven sinusový průběh napětí o amplitudě 1 V a offsetu +0,5 V. Napětí této hodnoty způsobí pohyb pístu tlakového generátoru, který vyvolá v komůrce periodickou změnu tlaku s rozkmitem 100 mmHg v rozsahu od 50 mmHg do 150 mmHg. Uvedený rozsah napětí byl vybrán v souladu s požadavkem ČSN EN 60601-2-34 na měření kmitočtové charakteristiky převodníku tlaku. Nakonec byla na funkčním generátoru nastavena funkce „sweep“, v režimu lineárního nárůstu frekvencí od 0,5 Hz do 50 Hz během 100 sekund.

Bezprostředně po zapnutí měřicí jednotky BIOPAC byly nastartovány generátor tlaku a funkční generátor. Měření bylo ukončeno po uplynutí 100 sekund od startu funkčního generátoru v režimu „sweep“. Výsledkem experimentu bylo získání signálů naměřených referenčním senzorem a signálů naměřených systémem „katétr-snímač“. Získané signály byly uloženy ve formátu TXT a v tomto formátu byly zpracovány v programovém prostředí MATLAB.

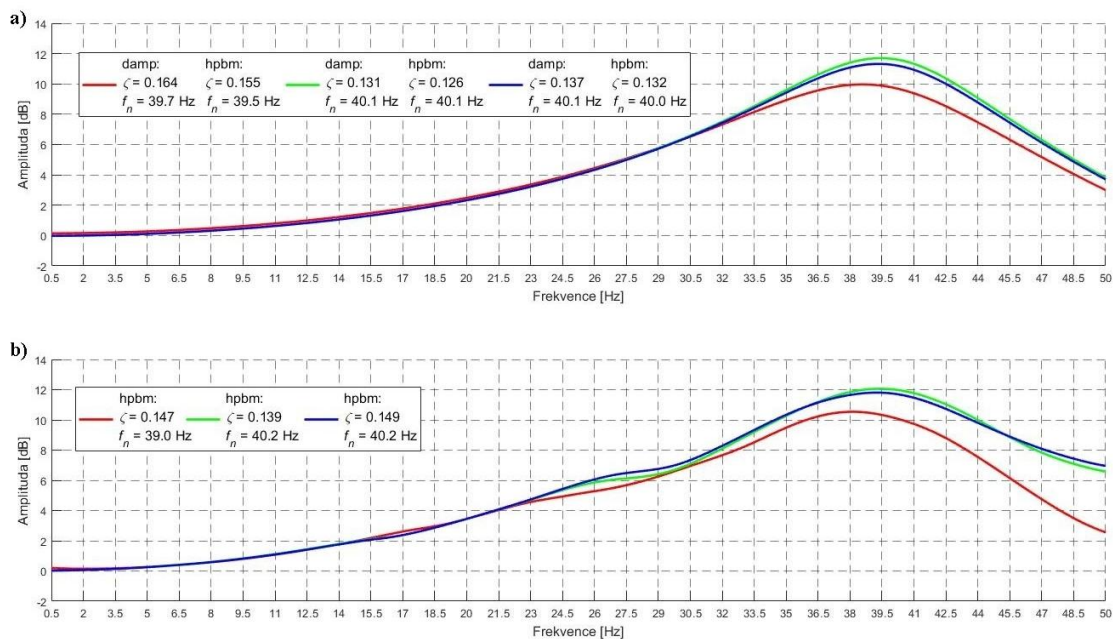
9.1.3 Výsledky

Získané signály byly filtrovány dolnoproústným FIR filtrem s mezní frekvencí 51 Hz, za použití okna – Kaiser. Dále byl za použití polynomické regrese odstraněn drift střední hodnoty signálu. Po provedení výše uvedených úprav byly získány následující signály:



Obr. 22: a) Signál z referenčního senzoru b) signál ze systému „katétr-snímač“ (délka katétru 125 cm)

Na výše uvedeném obrázku je vidět, že s nárůstem frekvencí vstupního signálu dochází k zvýšení amplitudy výstupního signálu. Přičemž po překročení frekvence 39,6 Hz začíná amplituda výstupního signálu klesat. Uvedená hodnota je tzv. rezonanční frekvence systému. V daném případě byla rezonanční frekvence zjištěna manuálně, totiž jako převrácená hodnota periody úseku výstupního signálu s největší amplitudou. Její hodnotu lze stanovit i z amplitudově-frekvenční charakteristiky.



Obr. 23: Amplitudová frekvenční charakteristika systému „katétr-snímač“: a) vypočítaná pro lineární model 2. řádu přes funkci tfest, b) vypočtená přes FFT (délka katétru 125 cm)

Na výše uvedeném obrázku jsou znázorněny frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“, stanovené z dat získaných ze tří pokusů výše popsaného experimentu. Každý pokus byl realizován po novém zavodnění systému se stejným katétrem a komůrkou, a to pro testování opakovatelnosti experimentu. Na horním obrázku (a) jsou frekvenční charakteristiky stanoveny za použití integrované funkce programového prostředí MATLAB – tfest. Vstupními argumenty této funkce jsou objekt zahrnující vstupní a výstupní signály v časové doméně a vzorkovací periodu v sekundách a počet pólů a nul systému. Výstupem funkce je matematický model systému s nastaveným počtem pólů a nul stanovený z naměřených vstupních a výstupních signálů. [32] Dále na obrázku jsou vidět amplitudové frekvenční charakteristiky získané přímým výpočtem pomocí FFT (podle vzorce 8). V obou případech byly stanoveny hodnoty poměrného útlumu a vlastní frekvence systému. Funkce Matlabu damp počítá poměrný útlumu a vlastní frekvenci z přenosové funkce stanovené pomocí funkce tfest. Algoritmus funkce damp vypočítá uvedené parametry za použití polohy pólu p příslušného lineárního modelu pomocí následujících vztahů [33]:

pro poměrný útlum

$$\zeta = -\cos(\angle p), \quad (27)$$

pro vlastní frekvenci

$$f_n = \frac{|p|}{2\pi}. \quad (28)$$

Další zvolený postup pro stanovení poměrného útlumu a vlastní frekvenci systému byl realizován na základě „Half-power bandwidth method“. Pro výpočet koeficientu tlumení existuje několik variací této metody. V dané práci byl použit postup poskytující poměrně přesné výsledky (maximální relativní chyba – 1,6 %) pro $\zeta = 0,35$ [34]. Výpočet poměrného útlumu byl proveden podle následujícího vzorce [34]:

$$\zeta = d \sqrt{\frac{2}{1 + 9d^2 + \sqrt{1 + 14d^2 + 33d^4}}}. \quad (29)$$

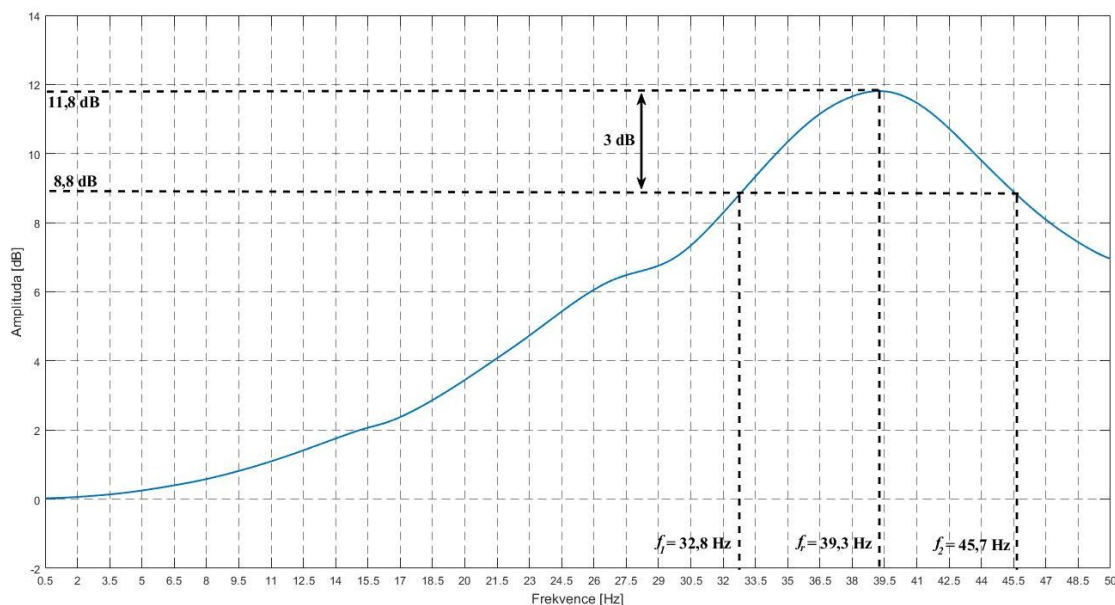
Ve výše uvedeném vztahu je d parametr, který v běžném postupu hpbm stanovuje poměrný útlum:

$$d = \frac{f_2 - f_1}{2f_r}, \quad (30)$$

kde f_1 a f_2 jsou frekvence, při kterých bude mít frekvenční charakteristika o 3 dB nižší hodnotu, než je při rezonanční frekvenci f_r . [34][35] Přičemž platí:

$$f_2 > f_r,$$

$$f_1 < f_r.$$



Obr. 24: „Half-power bandwidth method“ na příkladu frekvenční charakteristiky vypočtené přes FFT

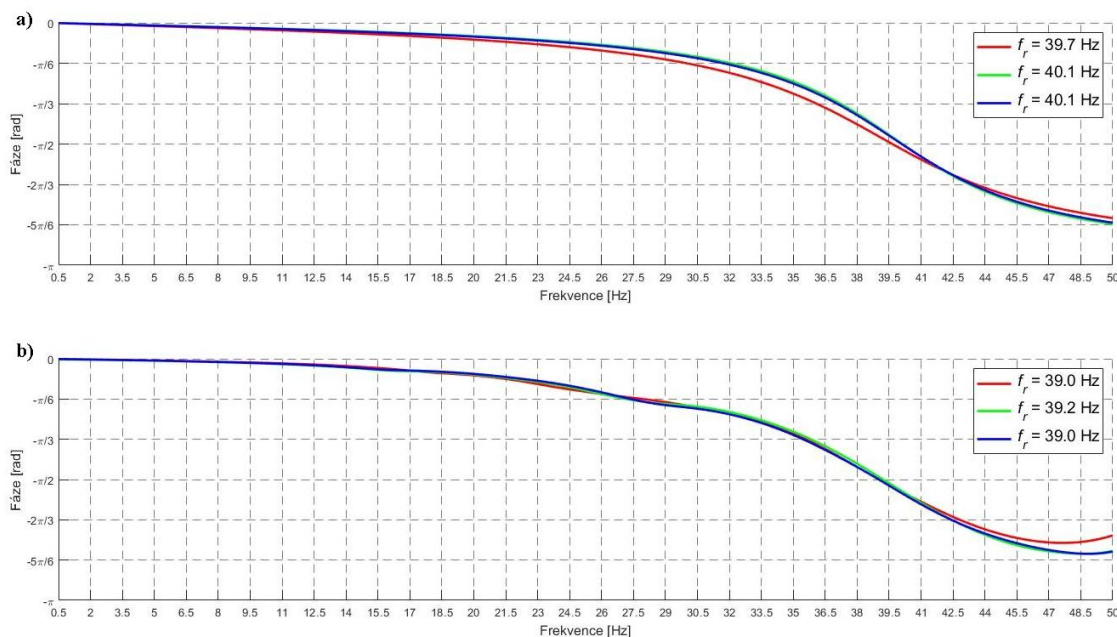
Z výše uvedeného je jasné, že bylo detekováno rezonanční pásmo, uprostřed kterého je rezonanční frekvence a jeho mezní hranice jsou f_1 a f_2 .

Protože experimentální měření prokázala, že zkoumaná soustava je málo tlumená ($0 < \zeta < 0,707$), můžeme dále definovat vlastní frekvenci lineárního systému II. řádu následovně [34]:

$$f_n = \frac{fr}{\sqrt{1 - 2\zeta^2}}. \quad (31)$$

Výše uvedené vzorce byly aplikovány v programovém prostředí Matlab, v rámci algoritmu výpočtu koeficientu tlumení a vlastní frekvence systému metodou „Half-power bandwidth“.

Dále byly stanoveny fázové frekvenční charakteristiky systému, a to za použití funkce tfest a výpočtem přes FFT.



Obr. 25: Fázová frekvenční charakteristika systému „katétra-snímač“ (délka katétru 125 cm):
a) vypočtená pro lineární model 2. řádu přes funkci tfest,
b) vypočtená přes FFT

Rezonanční frekvence u fázové frekvenční charakteristiky byla definována jako frekvence, při které byl fázový posun výstupního signálu k vstupnímu maximální, totiž $-\pi/2$ rad. Pro matematické modely generované funkce tfest byl stanoven parametr určující přesnost modelů na základě porovnání výstupních dat simulace (y_{model}) se signály získanými experimentálně ($y_{measured}$) [36]:

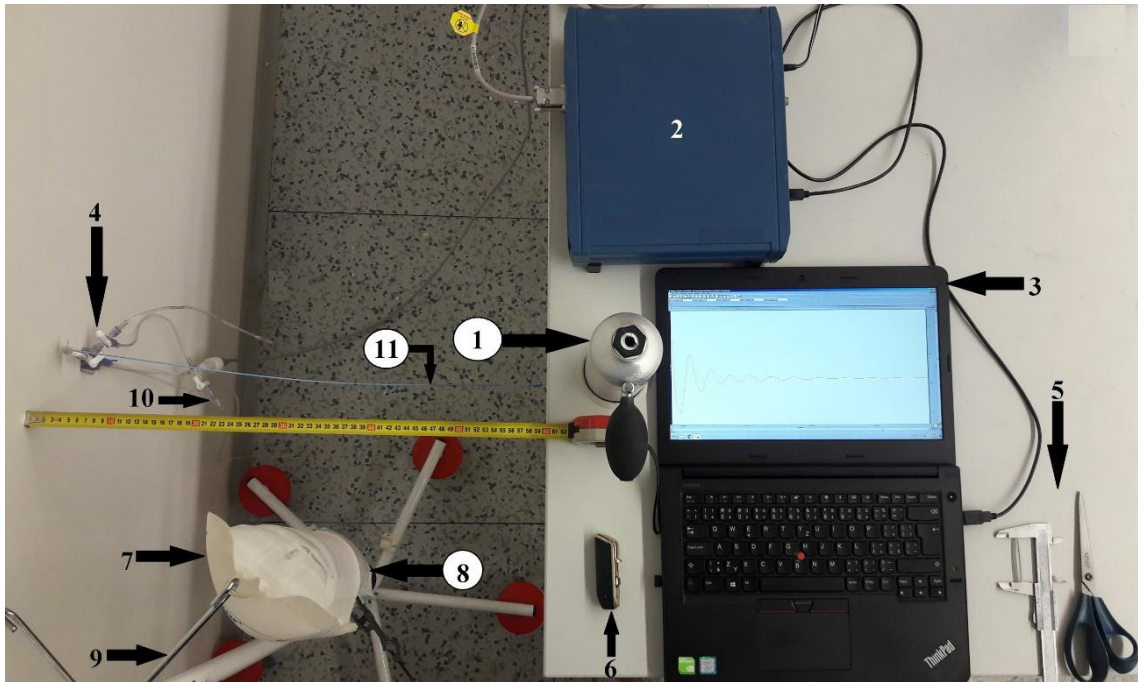
$$FIT = 100 \left(1 - \frac{\|y_{measured} - y_{model}\|}{\|y_{measured} - \bar{y}_{measured}\|} \right). \quad (32)$$

Daným parametrem (FIT) je normalizovaná střední kvadratická odchylka, vyjádřená v procentech. Matematický model, který má identické vnější chování jako reálný systém, bude mít FIT 100 % [36]. Na základě signálů získaných v daném experimentu má nejpřesněji vytvořený model $FIT = 91,9$ % a pro nejméně přesný model platí: FIT je 90,4 %.

9.2 Odpověď na jednotkový skok

V rámci dané práce byla přechodová charakteristika zvolena jako hlavní nástroj pro analýzu systému „katétra-snímač“, a to díky poměrně snadné realizovatelnosti experimentu a vysokému počtu údajů, které lze z této charakteristiky získat. Technická realizace měřicího přípravku a postup měření byly navrženy podle práce Roberta A. Peury (viz kapitola Současný stav řešení) a jsou popsány v následujících kapitolách.

9.2.1 Popis zařízení

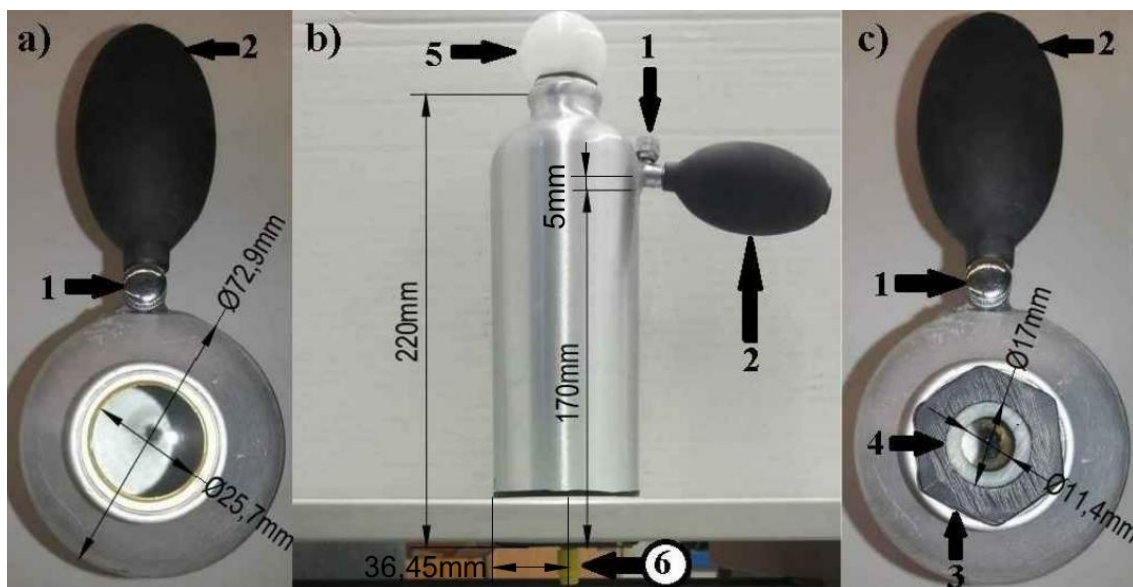


Obr. 26: Přípravek pro měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“

Na výše uvedeném obrázku jsou jednotlivými čísly označeny přístroje a medicínské pomůcky, ze kterých byl sestaven přípravek pro měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“. Výčet prvků měřicího přípravku je uveden následovně, v souladu s číslováním na obrázku 26:

1. přípravek pro vytvoření jednotkového tlakového skoku,
2. BIOPAC systems MP35.
3. počítač s nainstalovaným programem BSL PRO v 3.7,
4. komůrka TrueWave od firmy Edwards,
5. pomůcky pro zkrácení katétru.
6. zapalovač,
7. přetlaková manžeta,
8. vak s fyziologickým roztokem,
9. infuzní stojan.
10. infuzní set.
11. katétr Cordis - serie Infinity.

Většina přístrojů a pomůcek, které byly použity v daném experimentu, je popsána v předchozích kapitolách. Přípravek pro vytvoření jednotkového tlakového skoku byl speciálně vyroben pro dané měření, a proto bude popis jeho konstrukce detailnější.



Obr. 27: Přípravek pro vytvoření jednotkového skoku tlaku:
 a) pohled shora b) frontálně
 c) pohled shora – s nástavcem pro fixaci balónku

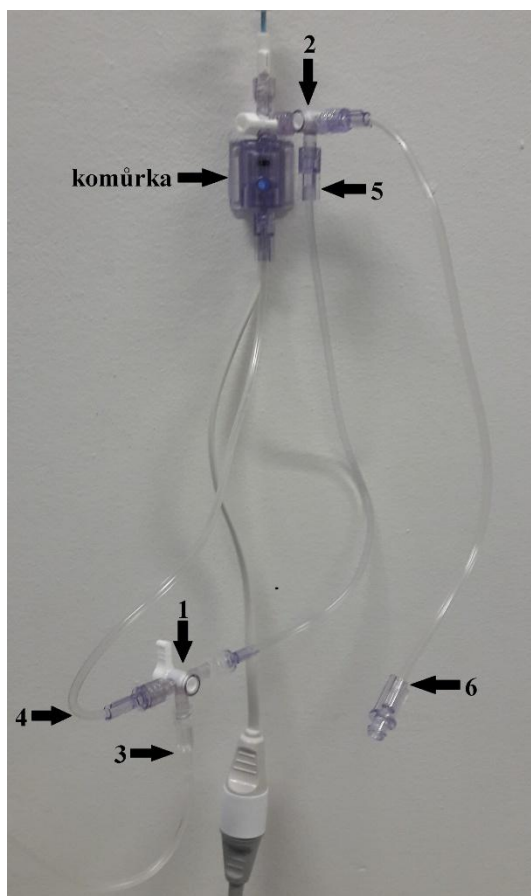
Výše uvedený přípravek byl vyroben z hliníkové cylindrické láhve o výšce 220 mm o vnějším průměru 72,9 mm a o celkovém objemu 850 ml. Vy výšce 175 mm nad dnem láhve byl vytvořen otvor, ve kterém byl upevněn jednosměrný ventil (1) s ovládacím prvkem pro zavření a otevření zpětného toku. Jednosměrný ventil byl spojen s balónkem (2) pro zvýšení tlaku. Uprostřed spodní části láhve byl vytvořen otvor, ve kterém byla upevněna plastová koncovka Luer-Lok pro instalaci plastového konektoru (6) s gumovým těsněním. V horní části použité láhve se nachází otvor se závitem o průměru 25,7 mm. Pro upevnění nafukovacího balónku (5) na horním otvoru přípravku byl vyroben plastový nástavec (3) se závitem o vnitřním průměru 17 mm. Pro fixaci nafukovacího balónku na plastovém nástavci byla použita silikonová hadička (4) o vnitřním průměru 11,4 mm a délce 5 mm. Plastový nástavec se silikonovým těsněním plní také funkci tlumiče vibrací, které vyvolávají prasknutí nafukovacího balónku.

Hliníková láhev byla vybrána kvůli své vysoké rigiditě, která téměř úplně eliminuje změnu objemu při změně tlaku v dovolených mezích. Výběr hliníkového materiálu byl podmíněn také svojí snadnou zpracovatelností. Válcovitý tvar láhve zajišťuje zaplnění přípravku kapalinou s minimálním vytvářením vzduchových bublin. Podrobný popis použití popsaného přípravku a celý postup provedení měření je probrán v následující kapitole.

9.2.2 Postup měření

Jak je vidět na obrázcích 26 a 27, byl přípravek pro vytvoření jednotkového skoku upevněn na ploše stabilního stolu, a to pro eliminaci mechanických artefaktů v měřeném signálu. Komůrka s katétrem byla upevněna ke zdi ve výšce plochy stolu, což odpovídá spodní části přípravku. Elektrický konektor komůrky byl připojen k prvnímu kanálu měřicí jednotky BIOPAC přes kabel Edwards-DSUB. Měřicí jednotka byla spojena s počítačem přes USB rozhraní. V programu BIOPAC PRO v3.7 byl aktivován první kanál a nastaven koeficient zesílení na hodnotu 1000. Dále byla nastavena vzorkovací frekvence na hodnotu 20 kHz.

Gumový ventil komůrky je v důsledku jeho častého použití náchylný k nevratnému mechanickému poškození. Proto bylo pro propláchnutí katétru fyziologickým roztokem bez použití ventilu vytvořeno následující zapojení.



Obr. 28: Zapojení infuzního setu s komůrkou

K trojcestnému ventilu (1) byl připojen infuzní set (3) od vaku s fyziologickým roztokem. Druhý konec ventilu byl spojen se vstupem pro přetlakovou infuzi komůrky přes spojovací hadičku (4). Poslední vstup ventilu byl spojen s výstupem pro odvzdušnění komůrky přes spojovací hadičku (5) a trojcestný ventil (2). K třetímu vstupu trojcestného ventilu (2) byla připojena spojovací hadička (6). Její druhý konec byl ponechán volně ve vzduchu. Vak s fyziologickým roztokem byl umístěn v přetlakové manžetě a propojen s komůrkou přes infuzní set a výše uvedené zapojení. První zaplnění systému „katétr-snímač“ fyziologickým roztokem bylo provedeno podle návodu od firmy Edwards [32]. Hrot katétru byl přes plastový konektor s gumovým těsněním umístěn v přípravku pro vytvoření jednotkového tlakového skoku. Dále byly trojcestným ventilem (2) spojeny výstup pro odvzdušnění komůrky a přetlakový infuzní set. Nakonec byly trojcestným ventilem komůrky spojeny vstup pro katétr a výstup pro odvzdušnění, když byl vstup komůrky zavřen. Fyziologický roztok byl pod tlakem 300 mmHg puštěn do přípravku přes katétr bez použití gumového ventilu komůrky.

Hliníková láhev byla naplněna fyziologickým roztokem přes katétr a dolitím přes horní otvor láhve do úrovně těsně pod jednocestným ventilem (17 cm nad spodní částí láhve). Po zaplnění přípravkem byl trojcestný ventil komůrky vrácen do původní polohy, a tak byly spojeny komůrka, katétr a přípravek pro vytvoření jednotkového tlakového skoku. Na horní otvor přípravku byl našroubován plastový nástavec s nafukovacím balónkem a těsněním. Pro měření byly použity latexové balónky o průměru 13 cm. Dále byl pomocí balónku spojeného s jednocestným ventilem v systému zvýšen tlak, kvůli čemuž se zvětšil objem nafukovacího balónku. Po zapnutí měření v programu BIOPAC PRO byla za použití zapalovače provedena exploze natlakovaného balónku. Exploze balónku způsobila prudké otevření systému a kvůli tomu došlo ke skokovému poklesu tlaku na hodnotu 17 cmH₂O vůči atmosféře.

Výše popsané měření bylo provedeno třikrát pro každou délku katétru. Pro vyloučení vniknutí vzduchu během zkrácení katétru byly opět spojeny vstup pro katétr a výstup pro odvodu vzduchu a uzavřen vstup do komůrky. Pak byl hrot katétru vysunut z láhve a zkrácen o 5 cm. Dále byl katétr znovu umístěn v přípravku. Přebytný objem, o který se zvýšila úroveň fyziologického roztoku v přípravku, byl vypuštěn přes třetí výstup trojcestného ventilu připojeného k výstupu komůrky pro odvodu vzduchu. Nakonec byl druhý konec katétru spojen s komůrkou otevřením trojcestného ventilu. Popsaný postup byl zopakován 11krát, měření přechodové charakteristiky bylo provedeno na katétrech o délkách 125 až 20 cm. Pro zachování stejného natažení katétru při každém měření byl prostředek pro vytvoření jednotkového skoku vzdálen od komůrky na délku:

$$l_c = 10 ,$$

kde l_c je délka katétru v cm.

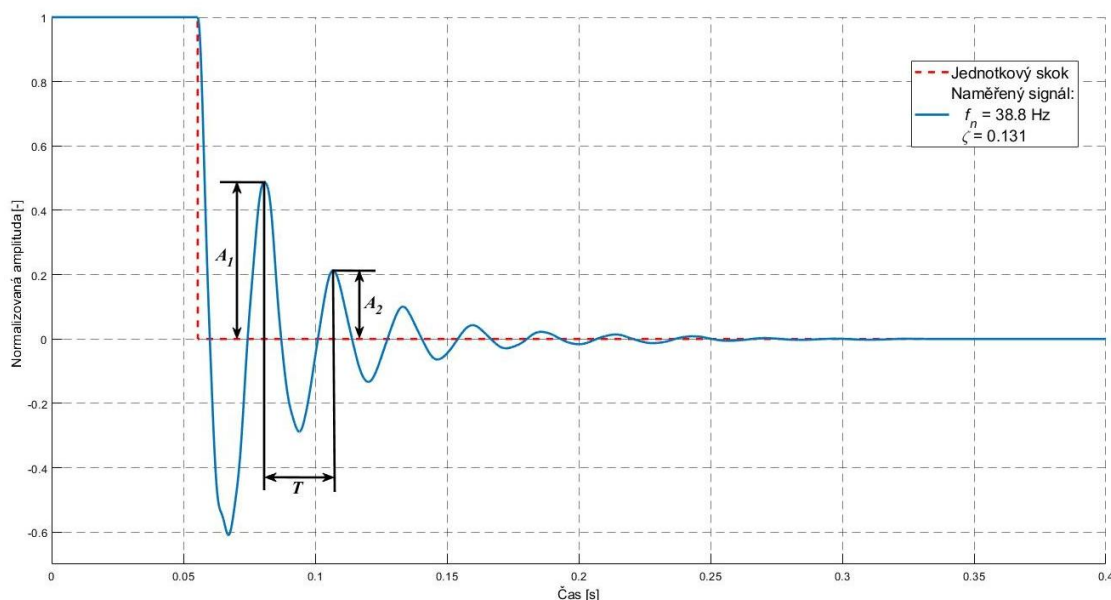
Pro ověření reprodukovatelnosti experimentu bylo měření provedeno na více katétrech stejného typu. Na každém katétře a pro každou jeho délku bylo měření zopakováno minimálně třikrát. Rozbor dat získaných z experimentu je uveden v následujících kapitolách.

9.2.3 Výsledky

Signály naměřené jako odpověď systému na jednotkový skok byly filtrovány dolnoproputným FIR filtrem s mezní frekvencí:

$$f = f_r + 200 \text{ Hz} ,$$

S ohledem na minimální vlastní frekvenci senzoru tlaku a na frekvenční spektrum signálu. Pro účely analýzy a výpočtu přenosové charakteristiky byla normalizována amplituda signálů na rozsah -1 až 1.



Obr. 29: Odpověď systému „katétr-snímač“ na jednotkový skok tlaku (délka katétru 125 cm)

Na výše uvedeném obrázku je znázorněna odpověď systému na jednotkový skok tlaku. Na obrázku jsou také vyznačeny amplitudy prvních pozitivních vln přechodové charakteristiky (A_1 a A_2) a časový interval mezi nimi (T) v sekundách.

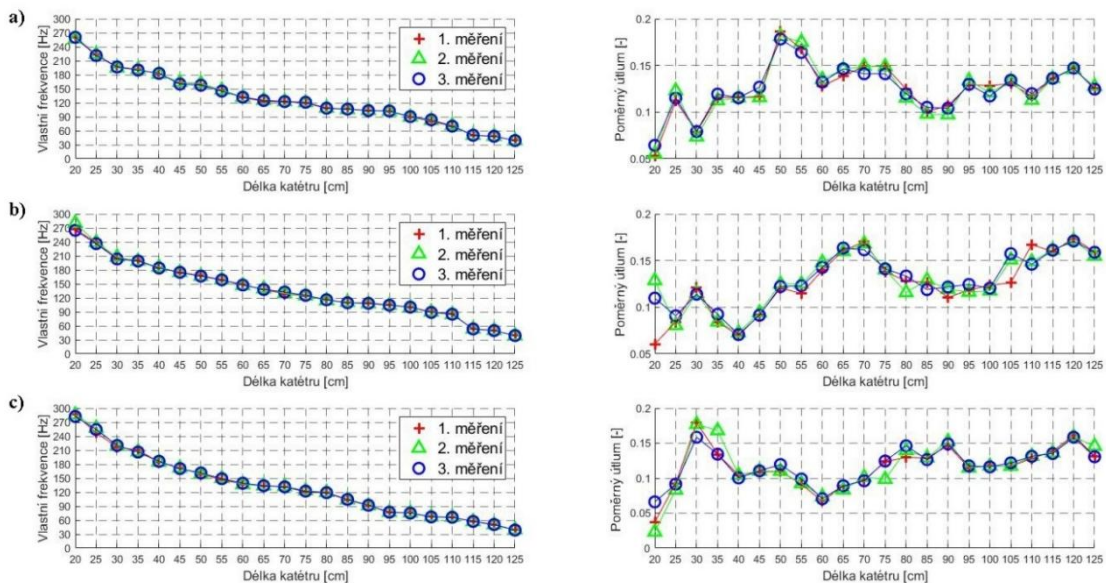
Pro určení poměrného útlumu systému II. řádu byla aplikována metoda podle Webstera [38]:

$$\zeta = \frac{\ln(A_1) - \ln(A_2)}{\sqrt{4\pi^2 + (\ln(A_1) - \ln(A_2))^2}}. \quad (33)$$

Pro vlastní frekvenci lineárního systému II. řádu platí vztah [38]:

$$f_n = \frac{1}{T\sqrt{1 - \zeta^2}}. \quad (34)$$

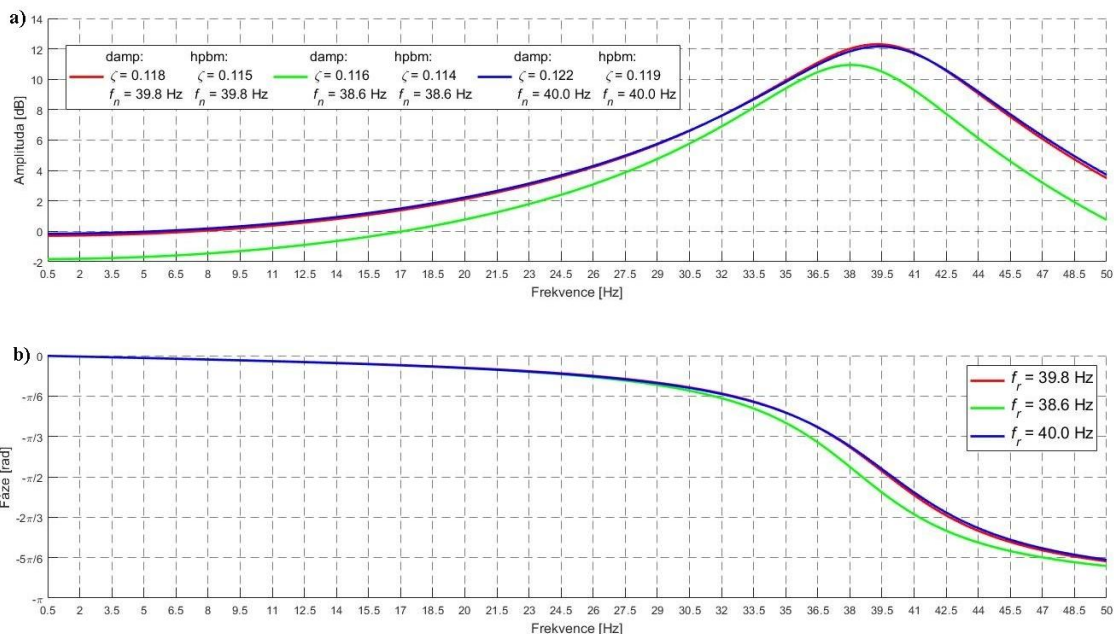
Výše uvedené vzorce byly aplikovány v programovém prostředí Matlab v rámci algoritmu výpočtu koeficientu tlumení a vlastní frekvence systému II. řádu.



Obr. 30: Vlastní frekvence a poměrný útlum stanovené metodou podle Webstera:
a) první katétr b) druhý katétr c) třetí katétr

Na obrázku výše jsou znázorněny výsledky měření a výpočtů parametrů podle Webstera pro tři stejné katétry o délkách 20 až 125 cm. V rámci statistické analýzy byly ze tří pokusů pro každý katétr vypočteny aritmetický průměr a rozptyl (viz Přílohy B). Ze stanovených statistických parametrů je zřejmé, že variabilita vlastní frekvence je poměrně nízká pouze v případě experimentů na jednom katétru. Při porovnání výsledků měření různých katétrů (viz Příloha B), je variabilita mnohem vyšší. Pro další účely modelování a identifikace parametrů byly použity výsledky měření s největší vlastní frekvencí (podle Gardnera [30]).

Poměrný útlum a vlastní frekvence systému byly stanoveny pomocí funkcí damp a metodou „Half-power bandwidth“ také pro modely systému II. řádu získané přes funkci tfest.



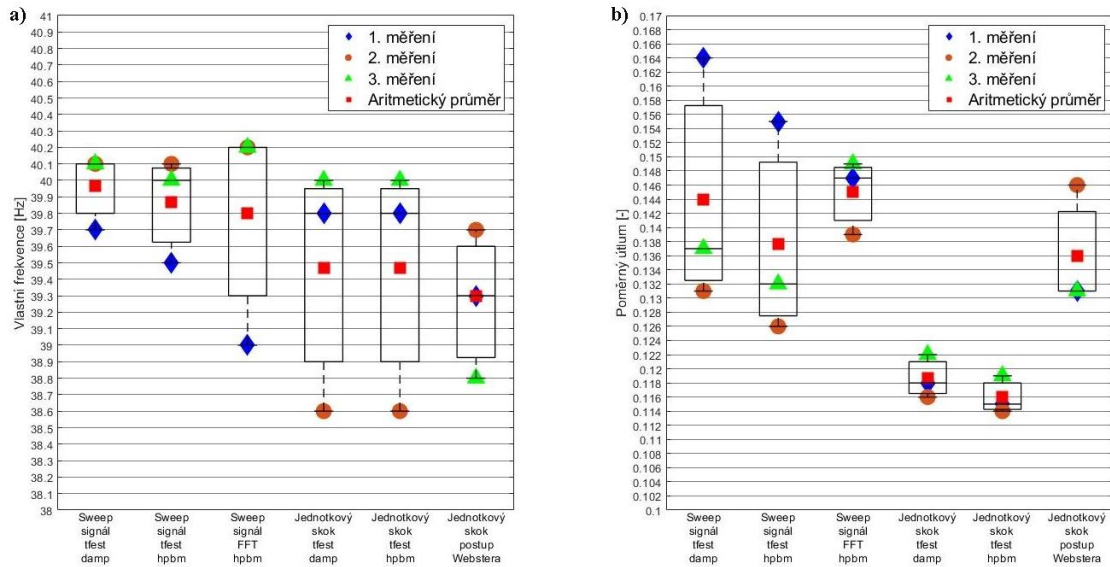
Obr. 31: Frekvenční charakteristiky systému ze tří pokusů pomocí funkcí tfest (3. katétr o délce 125 cm): a) amplitudová, b) fázová

V případě fázové frekvenční charakteristiky byla stanovena hodnota rezonanční frekvence opět jako frekvence, při které byl fázový posun výstupního signálu k vstupnímu $-\pi/2$ rad.

Matematické modely vypočítané numericky – algoritmem tfest – měly *FIT* v rozsahu od 80,9 % (nejméně přesný model) do 82,3 % (nejpřesnější model).

9.3 Porovnání výsledků

V rámci dané práce byly pro získání frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ provedeny dva druhy experimentálních měření. Výsledky měření byly zpracovány jak numerickými (funkce Matlabu – tfest, damp a FFT) tak i analytickými metodami (hpbm a metoda podle Webstera). Pro získání přehledu o přesnosti použitých metod odhadu parametrů měřeného systému byly v dané kapitole prezentovány výsledky všech výše uvedených měření a výpočtů.



Obr. 32: Porovnání výsledků: a) vlastní frekvence b) poměrný útlum

Funkce damp počítá parametry modelu přímo z přenosové funkce, proto lze při srovnání algoritmů výpočtu damp a hpbm první považovat za referenční v rámci jedné frekvenční charakteristiky. Jak je vidět na výše uvedeném obrázku, maximální rozdíl mezi výsledky metody tftest-damp a výsledky metody tftest-hpbm je 0,1 Hz, v případě výpočtu vlastní frekvence. Pro poměrný útlum je maximální rozdíl 0,008. Tak malé rozdíly mezi výsledky, lze přičíst k chybám způsobeným numerickými výpočty, prováděnými v programovém prostředí Matlab. Za uvedeného předpokladu lze přesnost obou metod považovat za srovnatelně vysokou.

Model stanovený funkcí tftest odhaduje jen s určitou přesností chování reálného systému, z čehož plyne, že frekvenční charakteristika získaná uvedeným způsobem je rovněž odhadem skutečné frekvenční charakteristiky systému. Na rozdíl od metody tftest počítáme při výpočtu přes FFT s naměřenými signály a používáme definiční vztahy pro stanovení frekvenčních charakteristik. Pakliže pomíneme chyby způsobené digitalizací signálu, numerickým výpočtem a algoritmem FFT, lze říci, že frekvenční charakteristika stanovená tímto způsobem odráží nejpřesněji vnější chování zkoumaného systému. Na základě výše zmíněných skutečností, podobnosti průběhů frekvenčních charakteristik získaných různými metodami a vysoké přesnosti simulace modelů vytvořených funkcí tftest lze konstatovat, že modely získané numerickým algoritmem tftest mohou být použity pro matematický popis systému „katétr-snímač“. Vše výše uvedené je také důkazem, že lineární systém II. řádu s dvěma póly a žádnou nulou matematicky popisuje s vysokou přesností vnější chování zkoumaného objektu.

Nicméně přesnost funkce tftest je při jejím použití na datech získaných během měření přechodové charakteristiky skoro o 10 % nižší než v případě experimentu s periodickým signálem. Pravděpodobný pokles přesnosti je dán mnohem menším počtem vzorků v signálu přechodové charakteristiky. Výsledky měření přechodové charakteristiky neobsahují dostatek informací pro tvorbu přesného modelu použitím numerické metody tftest.

Frekvenční charakteristiku systému lze také získat transformací derivované přechodové charakteristiky do frekvenční oblasti. Jinými slovy, derivace přechodové funkce je impulzní funkce. A impulzní funkce je přenosová funkce ve frekvenční oblasti.[21] Použitelnost metody výpočtu frekvenční charakteristiky pomocí FFT je ale omezena délkou signálu. Frekvenční rozlišení je totiž stanoveno jako převrácená hodnota časové délky signálu a z toho plyne, že frekvenční rozlišení pro frekvenční charakteristiku získanou z přechodové charakteristiky katétru o délce 125 cm bude:

$$\Delta f = \frac{1}{0,4} = 2,5 \text{ Hz}.$$

Protože je vidět z obrázku 29, že délka signálu je 0,4 s. Pro případy kratších katétrů bude signál kratší, a tedy i frekvenční rozlišení bude nižší. Takové frekvenční rozlišení by pak nedovolilo získat relevantní výsledky analýzou frekvenční charakteristiky. Z tohoto důvodu nebyl v případě měření přechodové charakteristiky proveden výpočet vlastní frekvence a poměrného útlumu metodou FFT-hpbm.

Přesnost metody výpočtu parametrů podle Webstera lze hodnotit na základě porovnání výsledků dvou experimentů, a to měřením odpovědi systému na periodický „sweep“ signál a měření přechodové charakteristiky systému. Z obrázku 32 a) je zřejmý rozdíl mezi průměrnými hodnotami (aritmetický průměr ze tří pokusů jednoho experimentu) vlastní frekvence, získanými metodou FFT-hpbm a metodou podle Webstera z přechodové charakteristiky - 0,5 Hz. V případě průměrného poměrného útlumu je rozdíl mezi výsledky zmíněných metod 0,009. Protože oba experimenty byly provedeny za stejných podmínek a za předpokladu, že metoda FFT-hpbm je referenční v rámci daného výzkumu, lze stanovit relativní chyby:

pro poměrný útlum

$$\delta_{\zeta} = \frac{0,009}{0,145} \cdot 100 \approx 6,2 \%,$$

pro vlastní frekvenci

$$\delta_{f_n} = \frac{0,5}{39,8} \cdot 100 \approx 1,3 \%.$$

Z výše uvedeného plyne, že metoda výpočtu charakteristických veličin systému z přechodové charakteristiky podle Webstera je velmi perspektivní, a to z hlediska přesnosti odhadu parametru a nízké realizační náročnosti. Proto byla použita v dalších krocích identifikace parametrů modelu a vytvoření inverzního filtru, pro výpočet poměrného útlumu a vlastní frekvence systému a pro následující stanovení parametrů modelu a přenosové funkce.

9.4 Opakovatelnost měření

Jedním z hlavních ukazatelů kvality realizace experimentů je schopnost získání stejných výsledků při měření stejným způsobem a za stejných podmínek. Jak je vidět z výsledků měření odpovědi systému na periodický „sweep“ signál, nepovedlo se zajistit stoprocentní opakovatelnost ani při měření na jednom katétu. Neboli každé nové zavodnění systému „katétr-snímač“ vyvolává změnu v jeho chování. Změny v chování systému byly odhaleny i při měření přechodové charakteristiky. Odchylna mezi výsledky měření provedenými po novém zavodnění systému může být vyvolána několika příčinami:

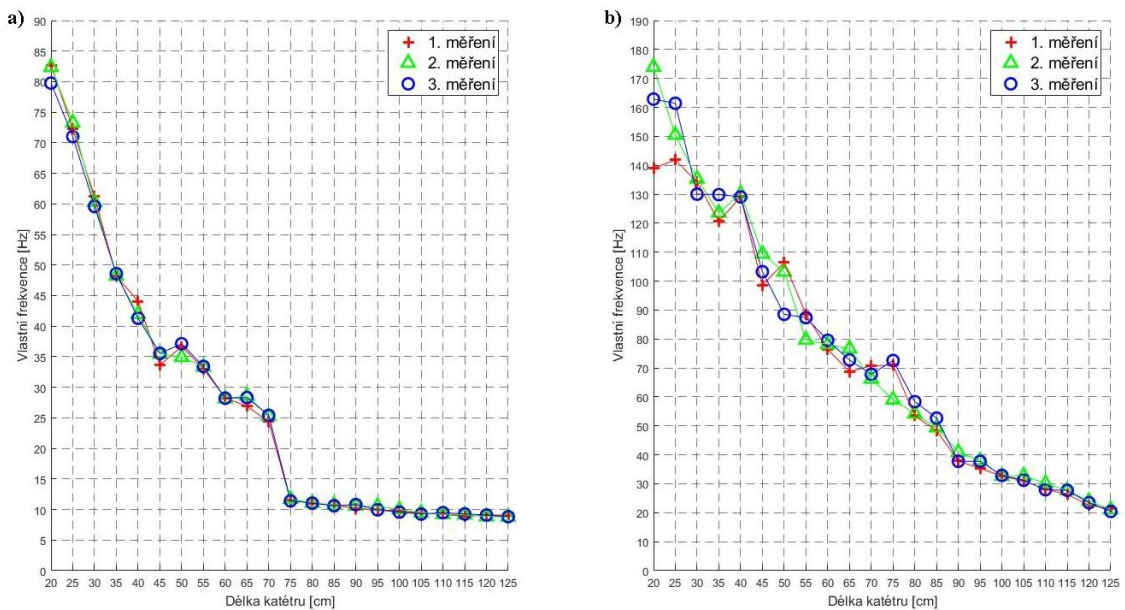
1. náhodná chyba měření,
2. systematická chyba měřicího přístroje a použitého algoritmu výpočtů,
3. existence vzduchových mikrobublin v systému.

Náhodná chyba měření je výsledkem působení náhodných veličin. Tuto chybu lze potlačit pouze použitím statických metod zpracování dat. Systematická chyba je dána přesností měřicího přístroje a použitých metod výpočtů. Tato chyba má stejnou hodnotu při jednom experimentu a za stejných podmínek, proto by její velikost neměla způsobit rozdíl mezi výsledky měření. Lze předpokládat, že vzduchové bubliny v systému mohou zanášet velkou odchylku mezi výsledky měření. Vzduchová bublina je velmi poddajný prvek. Z toho plyne, že její vlastnost může

způsobovat změnu jak vlastní frekvence, tak i poměrného útlumu systému. Izotermické stlačení vzduchu $\Delta V/\Delta P$ je $1 \text{ ml} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$. [12] Jeden centimetr vodního sloupce má tlak $98,5 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2}$. [12] Takže bublina o průměru 1 mm bude mít poddajnost:

$$C_b = \frac{\pi \cdot (1 \cdot 10^{-3})^3}{6} \cdot \frac{1 \cdot 10^{-3}}{98,5} \approx 5 \cdot 10^{-15} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1}.$$

Za předpokladu paralelního spojení prvků poddajnosti v RLC modelu [12] a existence více vzduchových bublin v systému lze tvrdit, že může dojít k značnému snížení vlastní frekvence systému.



Obr. 33: Neakceptovatelné výsledky měření přechodové charakteristiky:
a) čtvrtý katétr b) pátý katétr

Na výše uvedeném obrázku jsou vidět výsledky stanovení parametrů systému „katétr-snímač“ podle metody Webstera ze signálů získaných měřením přechodové charakteristiky dvou katétrů stejného typu. Je vidět velký pokles vlastní frekvence v porovnání s výsledky uvedenými v kapitole 9.2.3. Existuje malá pravděpodobnost, že mechanické vlastnosti a dimenze použitých katétrů jsou různé pro různé katetry stejného typu a z jedné série od jednoho výrobce. Na obrázku 33 b) jsou také vidět odchylky v řádu desítek Hz a více, a to při stejné délce katétru. Ze všeho výše uvedeného lze konstatovat, že každé nové zavodnění přináší pravděpodobně kvůli proniknutí vzduchových bublin změnu v chování systému.

10 Identifikace parametrů

Pro stanovení fyzikálních parametrů systému „katétr-snímač“, inertance, poddajnosti a rezistance, byl použit postup kombinující experimentálně získanou informaci o vnějším chování systému a analytické odvozené vzorce pro uvedené parametry. Celkově byly vyzkoušeny tři postupy výpočtů. Níže jsou uvedeny ukázkové výpočty všech tří postupů, pro systém naplněný fyziologickým roztokem s hustotou $\rho = 1004,6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ a dynamickou viskozitou $\eta = 0,8901 \cdot 10^{-3} \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-2}$, a s katétrem o délce $l = 1,25 \text{ m}$ a vnitřním poloměrem $r = 0,595 \cdot 10^{-3} \text{ m}$. Pro výpočet byly použity hodnoty parametrů (vlastní frekvence a poměrný útlum) ze tří pokusů měření přechodové charakteristiky. Uvedené vzorové výpočty jsou pro první pokus měření třetího katétru.

1. Postup – analytický výpočet rezistance a inertance, analyticko-empirické stanovení poddajnosti

Výpočet inertance katétru podle vzorce 18:

$$L_c = \frac{1004,6 \cdot 1,25}{\pi \cdot (0,595 \cdot 10^{-3})^2} \approx 1,13 \cdot 10^9 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}.$$

Výpočet rezistance katétru podle vzorce 23:

$$R_c = \frac{8 \cdot 0,8901 \cdot 10^{-3} \cdot 1,25}{\pi \cdot (0,595 \cdot 10^{-3})^4} \approx 2,26 \cdot 10^{10} \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}.$$

Výpočet poddajnosti membrány senzoru pomocí definičního vztahu 26 pro poměrný útlum, za použití experimentálně získaného poměrného útlumu a analyticky stanovené inertance a rezistance katétru:

$$0,131 = \frac{1}{2} \cdot 2,26 \cdot 10^{10} \cdot \sqrt{\frac{C_d}{1,13 \cdot 10^9}} \Rightarrow$$
$$\Rightarrow C_d = 1,13 \cdot 10^9 \cdot \left(\frac{2 \cdot 0,131}{2,26 \cdot 10^{10}} \right)^2 \approx 1,51 \cdot 10^{-13} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1}.$$

2. Postup – analytický výpočet inertance, analyticko-empirické stanovení poddajnosti a rezistance

Výpočet poddajnosti membrány senzoru pomocí definičního vztahu 25 pro vlastní frekvenci za použití experimentálně získané vlastní frekvence systému a analyticky stanovené inertance katétru:

$$38,8 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{1,13 \cdot 10^9 \cdot C_d}} \Rightarrow$$
$$\Rightarrow C_d = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot 38,8^2 \cdot 1,13 \cdot 10^9} \approx 1,49 \cdot 10^{-14} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1}.$$

Výpočet rezistance katétru pomocí definičního vztahu 26 za použití experimentálně získaného poměrného útlumu, analytické stanovené inertance a analyticko-empirické stanovení poddajnosti:

$$0,131 = \frac{1}{2} \cdot R_c \cdot \sqrt{\frac{1,49 \cdot 10^{-14}}{1,13 \cdot 10^9}} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow R_c = 2 \cdot 0,131 \cdot \sqrt{\frac{1,13 \cdot 10^9}{1,49 \cdot 10^{-14}}} \approx 7,19 \cdot 10^{10} \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}.$$

3. postup – analytický výpočet rezistance, analyticko-empirické stanovení poddajnosti a inertance

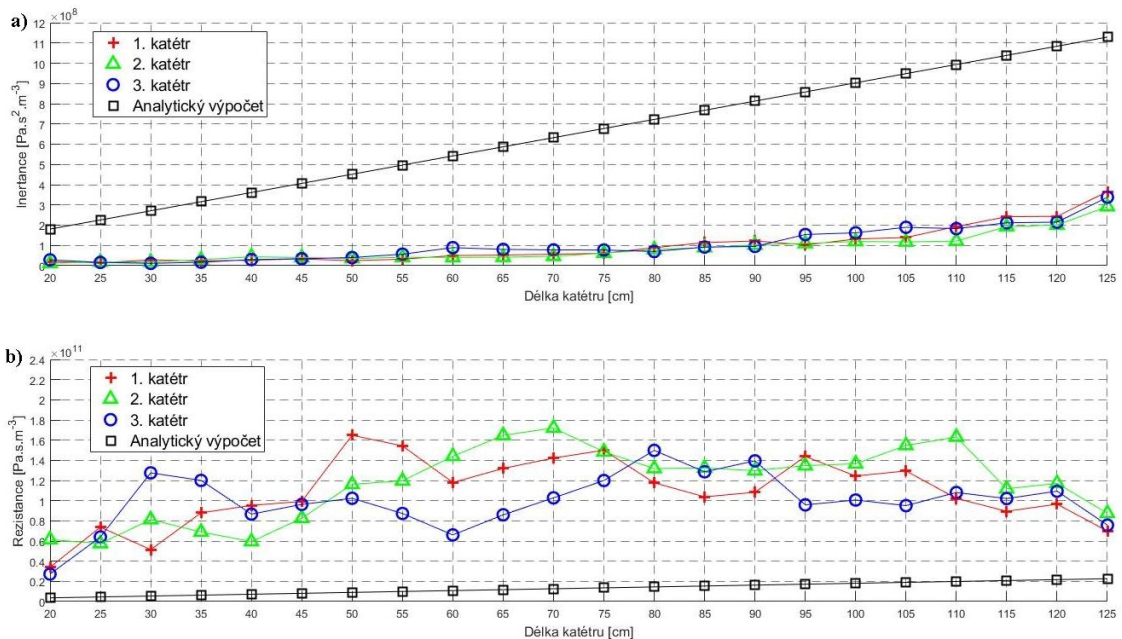
Vypočet inertance katétru a poddajnosti membrány senzoru pomocí vzorců 25 a 25 za použití analyticky vypočítané rezistance katétru:

$$\begin{cases} 38,8 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L_c \cdot C_d}} \\ 0,131 = \frac{1}{2} \cdot 2,26 \cdot 10^{10} \cdot \sqrt{\frac{C_d}{L_c}} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} C_d = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot 38,8^2 \cdot L_c} \\ 0,131 = \frac{1}{2} \cdot 2,26 \cdot 10^{10} \cdot \sqrt{\frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot 38,8^2 \cdot L_c^2}} \end{cases} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow \begin{cases} C_d = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot 38,8^2 \cdot L_c} \\ L_c = \frac{2,26 \cdot 10^{10}}{2 \cdot 0,131 \cdot 2 \cdot \pi \cdot 38,8} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} C_d = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot 38,8^2 \cdot 3,49 \cdot 10^8} \\ L_c \approx 3,49 \cdot 10^8 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3} \end{cases} \Rightarrow$$

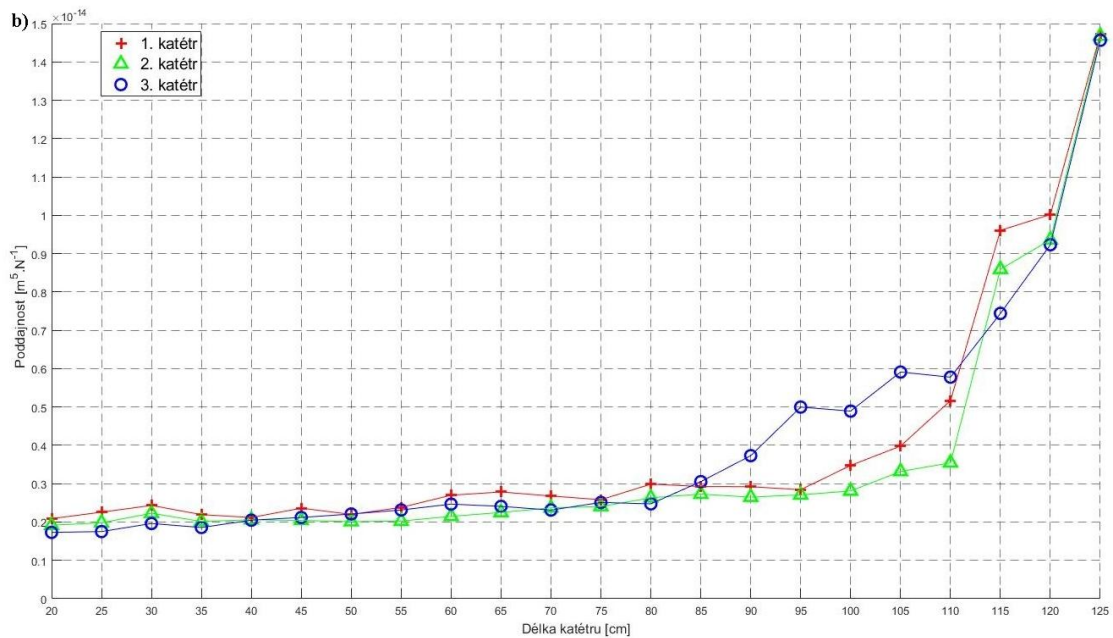
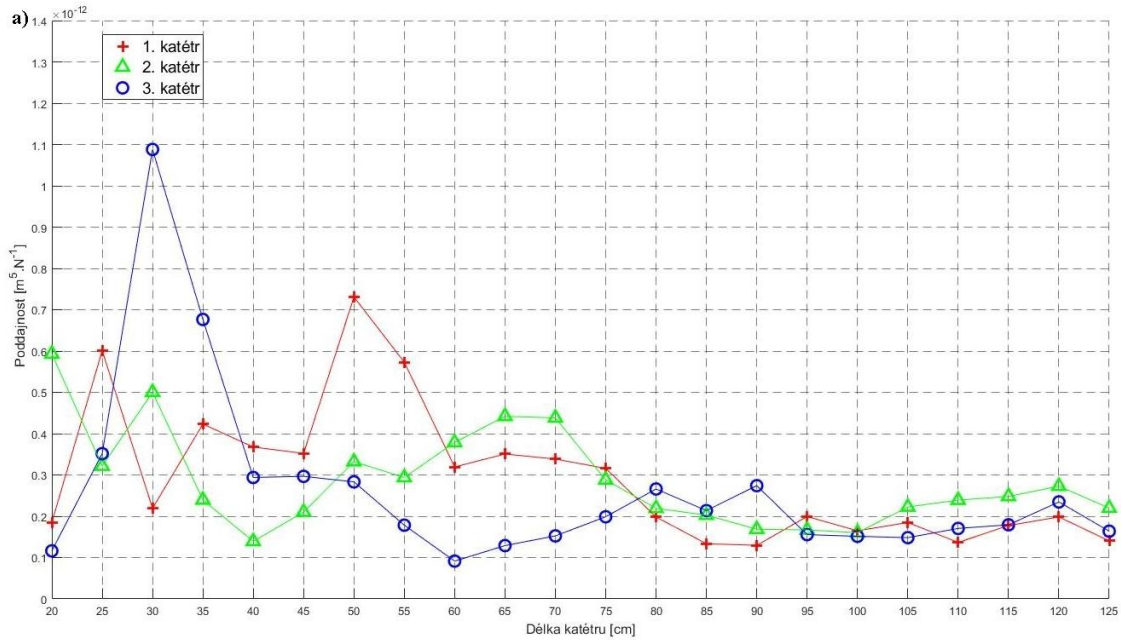
$$\Rightarrow \begin{cases} C_d \approx 4,74 \cdot 10^{-14} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1} \\ L_c \approx 3,55 \cdot 10^8 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3} \end{cases}.$$

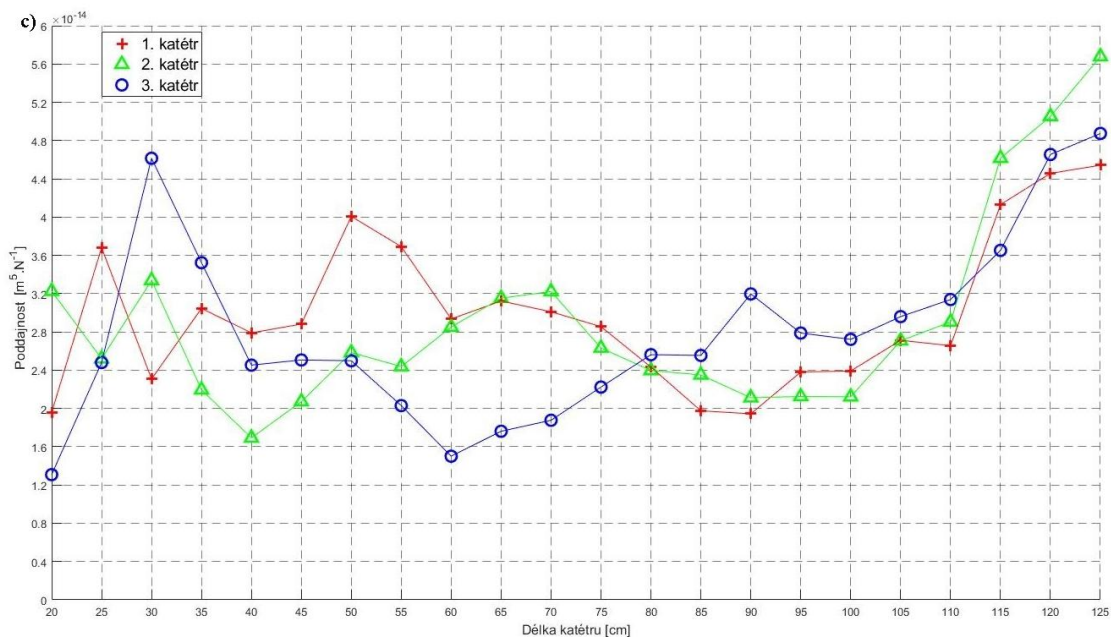
Výše uvedené výpočty byly také provedeny pro zkrácené katétry (viz příloha C).



Obr. 34: Výsledky identifikace parametrů pro tři katétry: a) inertance, b) rezistance.

Jak je zřetelné z výše uvedených grafů, jsou si výsledky analytických a analyticko-empirických výpočtů podobné jen řádově. V případě inertance je vidět i podobnost mezi trendy růstu daného parametru stanoveného oběma metodami se zvětšením délky katétru. Podle uvedených grafů nelze hodnotit přesnost použitých postupů výpočtů, protože analytický výpočet parametrů není v tomto případě referenční metodou. Lze však analyzovat výše uvedené postupy výpočtů na základě získaných hodnot poddajnosti membrány tlakového senzoru. Daný parametr by měl mít v souvislosti se svojí fyzikální podstatou stejnou hodnotu, a to nezávisle na délce katétru.





Obr. 35: Výsledky identifikace parametru – poddajnost pro tři katétrů:
a) 1. postup, b) 2. postup, c) 3. postup

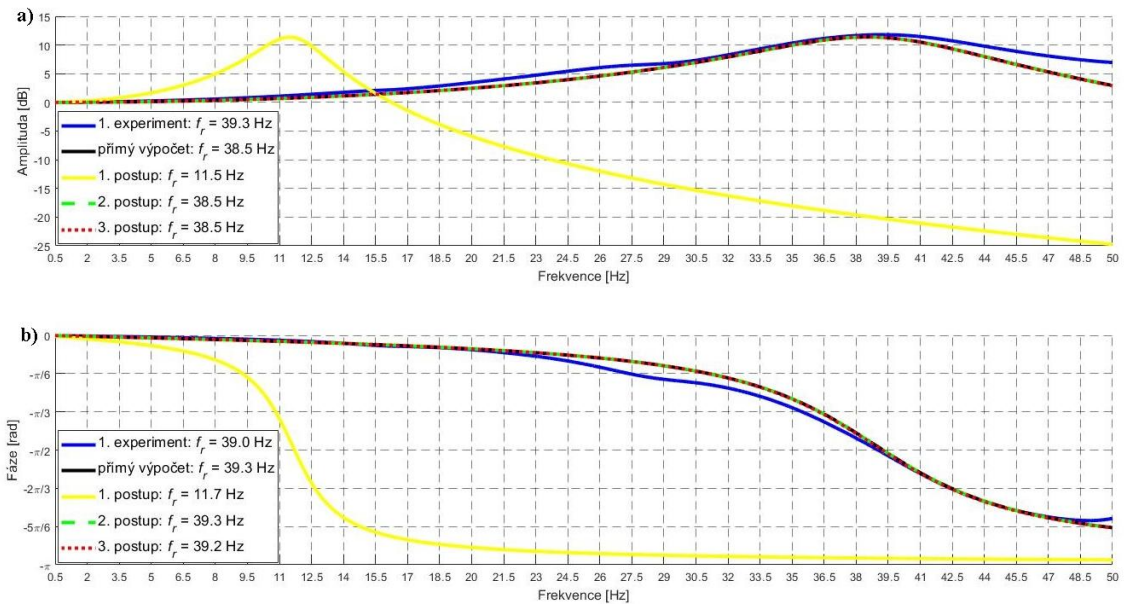
Na výše uvedených grafech je vidět, že hodnota poddajnosti není konstantní za všech délek katétru. Rozptyl veličiny poddajnosti pro 1. postup je $2,91 \cdot 10^{-26}$, pro 2. postup je $1,01 \cdot 10^{-29}$ a pro 3. postup je $8,30 \cdot 10^{-29}$. I když je kolísání hodnoty poddajnosti v případě výpočtu podle prvního a druhého postupu velmi malé, nelze si nevšimnout existence trendu růstu veličiny daného parametru se zvětšením délky katétru. Podle definičního vztahu daného parametru nemůže být jeho hodnota závislá na délce katétru. V každém postupu byla pro výpočet poddajnosti použita minimálně jedna veličina stanovená analyticky – inertance nebo rezistence. Každá z těchto veličin je závislá na délce katétru a jejich definiční vzorce jsou platné jen za splnění určitých předpokladů (viz kapitola 8.2). Z toho plyne, že použití parametrů identifikovaných analytickou metodou může vést k značnému snížení přesnosti modelu. Proto byly v rámci identifikace přenosové funkce systému a sestavení inverzního filtru použity jen parametry stanovené experimentálním měřením – vlastní frekvence a poměrný útlum.

11 Přenosová funkce systému

Pro stanovení přenosové funkce systému byly použity parametry získané z měření přechodové charakteristiky. Protože experiment prokázal, že chování systému „katétr-snímač“ lze popsat lineárním modelem II. řádu s málo tlumeným kmitáním, byl pro výpočet přenosové funkce použit odpovídající definiční vzorec 20. Pro vyhodnocení postupu identifikace parametrů modelu byla přenosová funkce stanovena rovněž pomocí získaných veličin inertance, rezistance a poddajnosti, a to pomocí vzorců 20, 21 a 22. Následující výpočet byl proveden pro katétr o délce 125 cm s nejvyšší naměřenou vlastní frekvencí. Pro zvýšení přesnosti byly použity průměrné hodnoty parametrů ze tří pokusů.

Přímý výpočet podle definičního vzorce	Výpočet přes parametry stanovené v 1. postupu
$\omega_n = 39,3 \cdot 2 \cdot \pi \approx 247 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1}$ $\zeta = 0,136$ $F(p) = \frac{247^2}{p^2 + 2 \cdot 0,136 \cdot 247 \cdot p + 247^2}$ $F(p) = \frac{6,10 \cdot 10^4}{p^2 + 67,2 \cdot p + 6,10 \cdot 10^4}$ <p><u>nuly</u>: žádné <u>póly</u>: $-33,6 + 245i$ $-33,6 - 245i$</p>	$L_c = 1,13 \cdot 10^9 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$ $R_c = 2,26 \cdot 10^{10} \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$ $C_d = 1,64 \cdot 10^{-13} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1}$ $F(p) = \frac{5,40 \cdot 10^3}{p^2 + 20,0 \cdot p + 5,40 \cdot 10^3}$ <p><u>nuly</u>: žádné <u>póly</u>: $-10,0 + 72,8i$ $-10,0 - 72,8i$</p>
Výpočet přes parametry stanovené v 2. postupu	Výpočet přes parametry stanovené v 3. postupu
$L_c = 1,13 \cdot 10^9 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$ $R_c = 7,57 \cdot 10^{10} \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$ $C_d = 0,146 \cdot 10^{-13} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1}$ $F(p) = \frac{6,06 \cdot 10^4}{p^2 + 67,0 \cdot p + 6,06 \cdot 10^4}$ <p><u>nuly</u>: žádné <u>póly</u>: $-33,5 + 244i$ $-33,5 - 244i$</p>	$L_c = 0,338 \cdot 10^9 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$ $R_c = 2,26 \cdot 10^{10} \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$ $C_d = 0,487 \cdot 10^{-13} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1}$ $F(p) = \frac{6,07 \cdot 10^4}{p^2 + 66,9 \cdot p + 6,07 \cdot 10^4}$ <p><u>nuly</u>: žádné <u>póly</u>: $-33,5 + 244i$ $-33,5 - 244i$</p>

Ve všech případech se póly přenosové funkce nacházejí v levé polorovině komplexní roviny. Z toho plyne, že systém je stabilní. Také je vidět, že póly jsou komplexně sdružené, což vypovídá o kmitavém průběhu přechodového děje. Toto potvrzují naměřené přechodové charakteristiky. Poměrně velká vzdálenost pólu od imaginární osy (velká reálná část), hovoří o vysokém tlumení přechodového děje.



Obr. 36: Porovnání frekvenčních charakteristik získaných různými metodami:
a) amplitudová, b) fázové

Na výše uvedeném obrázku jsou znázorněny frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ sestaveného z přenosových funkcí, které byly vypočítány výše. Pro porovnání jsou na obrázku uvedeny frekvenční charakteristiky získané z prvního experimentu – měření odpovědi na periodický signál (3. pokus). Průběhy charakteristik jsou téměř totožné pro přenosové funkce stanovené z inertance, rezistance a poddajnosti, kde byl jen jeden parametr určen analyticky. Stejný průběh má také přenosová funkce vypočítaná přímo z vlastní frekvence a koeficientu útlumu, stanovených podle metody Webstera. Průběhy těchto funkcí nekopírují přesně frekvenční charakteristiku stanovenou z prvního experimentu. Rozdíl mezi rezonančními frekvencemi jen 0,6 Hz je v případě amplitudové frekvenční charakteristiky a 0,4 Hz v případě fázové frekvenční charakteristiky. Malé rozdíly mezi průběhy uvedených frekvenčních charakteristik dovolují používat přenosovou funkci získanou pomocí metody podle Webstera při návrhu inverzního filtru pro systém „katétr-snímač“.

12 Digitální filtrace

Cílem filtrace biologických signálů je potlačení nežádoucích frekvenčních složek signálu (zkreslení signálu) a zvýraznění užitečné informace. Výsledkem návrhu digitálního filtru je získání vzorků jeho impulsové odezvy. Existují dvě velké skupiny digitálních filtrů:

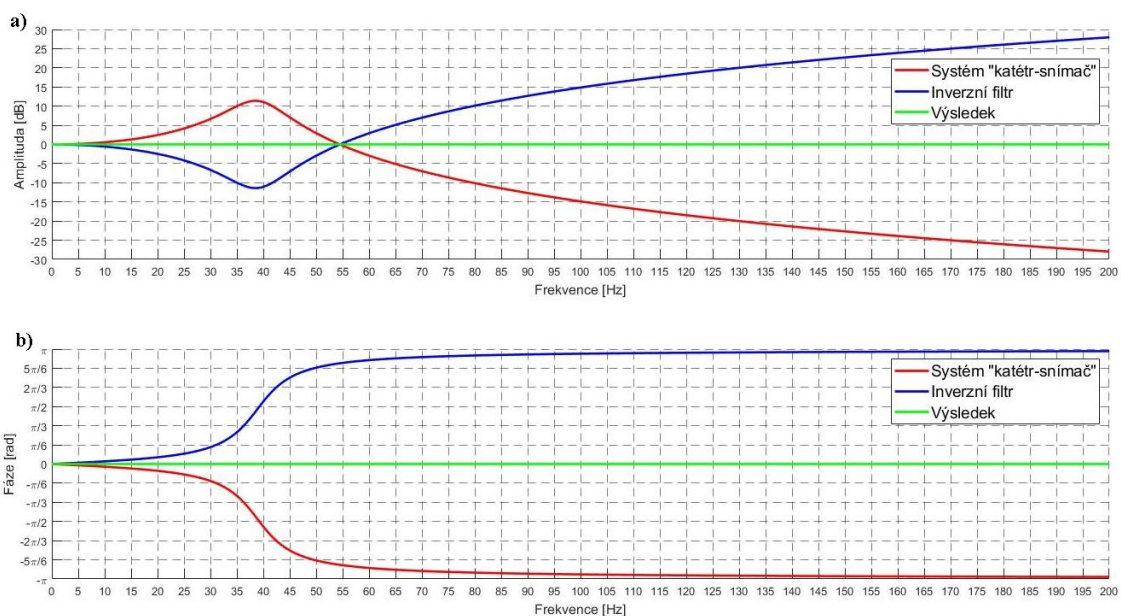
1. s konečnou impulsovou odezvou (FIR filtr),
2. s nekonečnou impulsovou odezvou (IIR filtr).

K významným vlastnostem IIR filtrů patří: rekurzivnost – existence zpětných vazebních smyček (minimálně jedné), menší počet zpožďovacích linek v porovnání s FIR filtrem, nelineárnost fázové charakteristiky a vyšší citlivost na kvantování koeficientů. Tyto filtry se s výhodou používají na kratší signály a při filtrování pomalu měřených signálů. Hlavní nevýhodou je problém se stabilitou, který nastává v případě, kdy póly přenosové funkce filtru leží mimo jednotkovou kružnici.

Na rozdíl od IIR filtru jsou FIR filtry vždycky stabilní a mohou mít lineární fázovou charakteristiku. Při symetrické nebo asymetrické impulsové odezvě mají tyto filtry stejné skupinové zpoždění pro všechny frekvenční složky signálu. Jednou z výhod, které se využívají ve zpracování biologických signálů, je možnost realizace FIR filtru signálovým procesorem. Jedním z často používaných postupů pro návrh širokopásmových FIR filtrů je metoda váhové posloupnosti neboli metoda oken. Podmínkou realizovatelnosti daného postupu je existence ideální frekvenční charakteristiky. V případě inverzní filtrace signálu měřeného systémem „katétr-snímač“ lze tuto charakteristiku snadno získat z frekvenční charakteristiky daného systému.

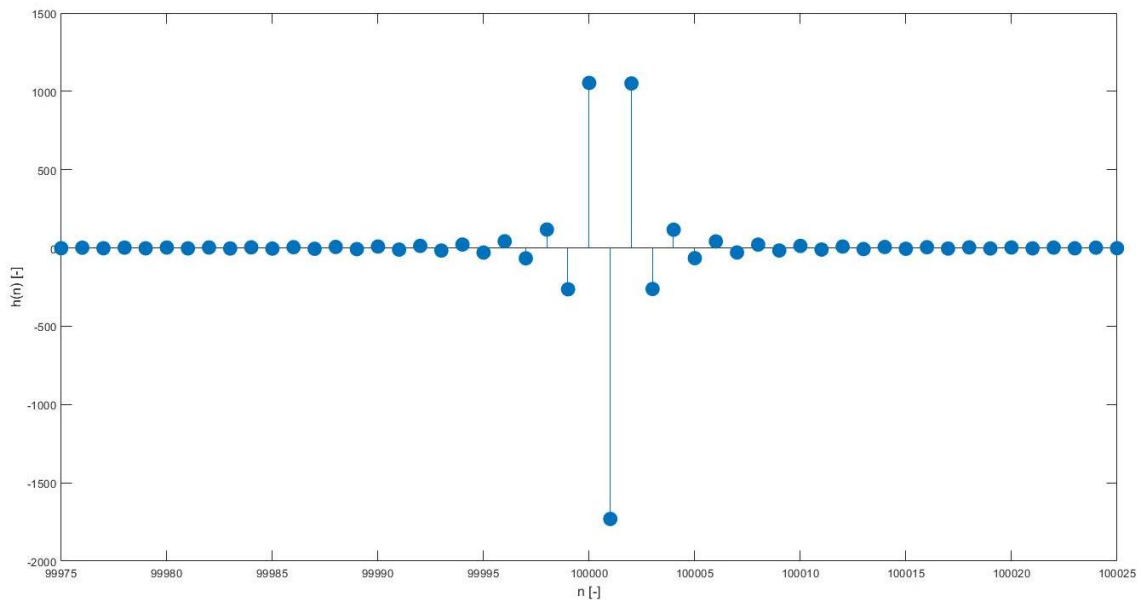
12.1 Inverzní filtr

V následující kapitole je uveden postup návrhu inverzního filtru s konečnou impulsovou odezvou pro kompenzaci transformace signálu měřeného systémem „katétr-snímač“. Pro návrh inverzního FIR filtru byla použita metoda oken. V prvním kroku byla nalezena inverzní přenosová funkce systému v rozsahu 0 až 20 kHz (vzorkovací frekvence) s krokem 0,1 Hz.



Obr. 37: Frekvenční charakteristiky: a) amplitudová, b) fázová

Dále byla získaná funkce převedena do časové oblasti použitím inverzní Fourierovy transformace. Tím byla nalezena ideální impulsová odezva inverzního filtru. Její koeficienty byly pro omezení zářkmitů ve frekvenční charakteristice vynásobeny Hammingovým oknem. V dalším kroku byla zajištěna kauzalita filtru, byl proveden posun impulsové odezvy tak, aby její první vzorek měl nulový index. Protože počet koeficientů impulsové odezvy je sudý ($N=200000$), byl posun proveden o $N/2$ vzorků směrem ke kladným indexům.

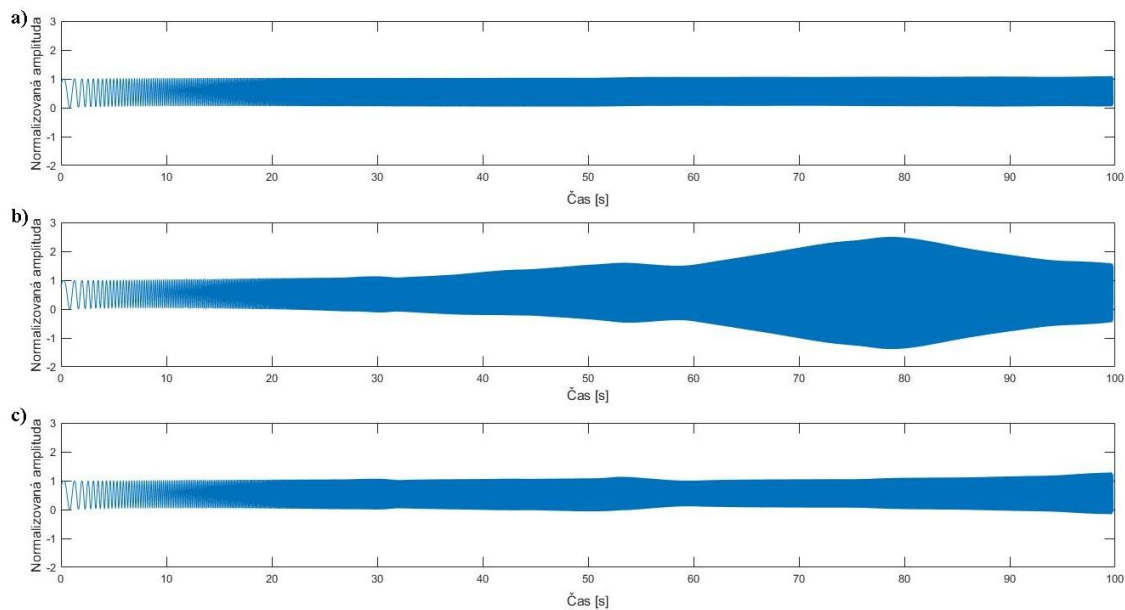


Obr. 38: Padesát vzorků impulsové odezvy inverzního filtru

Výsledný filtr má konečnou impulsovou odezvu a nelineární fázovou charakteristiku. Jak je vidět z frekvenční charakteristiky filtru, může jeho použití způsobit zesílení vysokofrekvenčních složek signálu. Tento nežádoucí vliv lze kompenzovat použitím dolnoproústného filtru s lineární fázovou charakteristikou. Pro tyto účely byl použit FIR filtr s lineární fází a s mezní frekvencí 51 Hz, a to s ohledem na maximální frekvenci užitečné složky signálu.

12.2 Výsledky filtrace

Navržený inverzní filtr byl testován na datech získaných z prvního experimentu – měření odpovědi systému na periodický signál.



Obr. 39: a) Vstupní signál b) výstupní signál c) filtrovaný výstupní signál

Jak je vidět na výše uvedeném obrázku, došlo ke zřejmému potlačení rozkmitu některých frekvenčních složek signálu. Je ale také vidět, že vyfiltrovaný signál nekopíruje průběh vstupního signálu, čili jsou stále přítomny frekvenční komponenty, u kterých dochází ke změně amplitudy.

Pro hodnocení korelace mezi vstupním (referenčním) signálem Y a výstupním kompenzovaným signálem X byl použit Pearsonův korelační koeficient:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}, \quad (35)$$

kde N je počet vzorků signálů, x_i a y_i jsou vzorky signálů a \bar{x} a \bar{y} jsou jejich střední hodnoty.

Uvedený vzorec lze také přepsat jako poměr mezi kovariancí signálů a součinem jejich směrodatných odchylek. Korelační koeficient je bezrozměrná veličina, která může nabývat hodnot v rozsahu -1 až 1. Záporná hodnota daného koeficientu vypovídá o nepřímé lineární závislosti dvou signálů. Naopak kladná hodnota korelačního koeficientu odhaluje přímou lineární závislost mezi veličinami. Nulová hodnota koeficientu informuje, že mezi veličinami není lineární závislost. [41] Korelace je dobrým ukazatelem podobnosti změn dvou signálů v čase. Nicméně pomocí míry korelace nelze hodnotit amplitudovou shodu mezi veličinami, a proto byl v rámci hodnocení výsledků filtrace použit parametr *RMSE* vyjadřující střední kvadratickou odchylku mezi dvěma signály.

Tento parametr byl ve formě bezrozměrné veličiny stanoven následovně [42]:

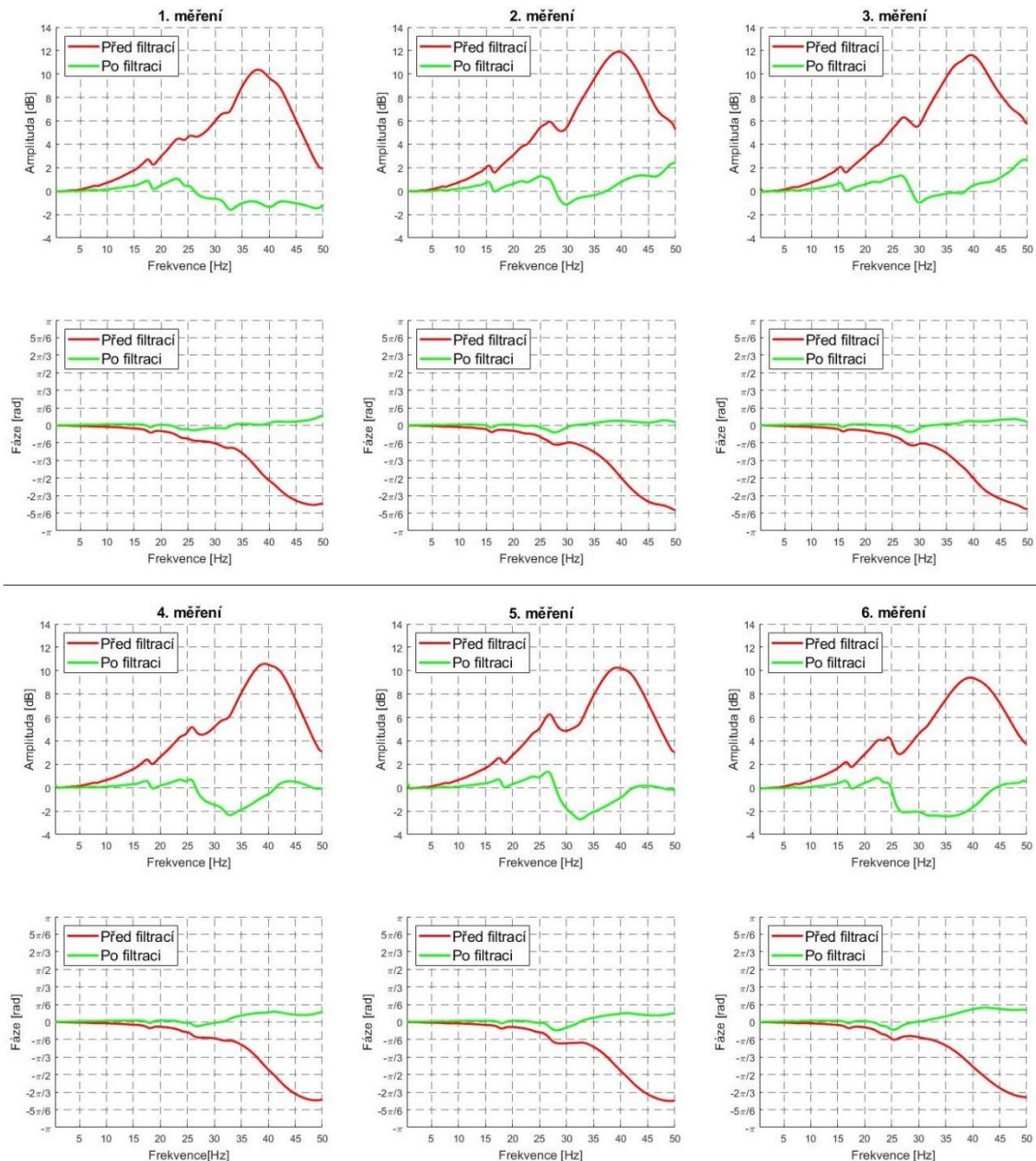
$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} . \quad (36)$$

Tabulka 2: Hodnocení výsledků inverzní filtrace

Číslo měření	Korelační koeficient r [-]		$RMSE$ [-]	
	Před filtrací	Po filtraci	Před filtrací	Po filtraci
1	0,3490	0,9917	0,8583	0,0601
2	0,3295	0,9921	0,8123	0,0551
3	0,3735	0,9916	0,7147	0,0526
4	0,5281	0,9875	0,4709	0,0480
5	0,3842	0,9823	0,8068	0,0811
6	0,5487	0,9748	0,4372	0,0676

Ze stanovených parametrů je ve výše uvedené tabulce vidět, že po inverzní filtraci výstupních signálů došlo ke snížení hodnot střední kvadratické odchylky minimálně desetkrát. Z toho plyne, že amplitudy vstupního a výstupních vyfiltrovaných signálů jsou velmi podobné. Také lze pozorovat značnou změnu v hodnotách korelačního koeficientu. Signály po filtraci mají téměř zcela přímou lineární závislost se vstupním signálem. Toto může znamenat vysokou podobnost ve tvaru signálů a malý fázový posun mezi nimi.

Další hodnocení výsledků bylo provedeno pomocí frekvenčního spektra, které poskytuje informaci o změnách amplitudy a fáze výstupního signálu ke vstupnímu.



Obr. 40: Frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“:
a) amplitudové, b) fázové

Je zřejmé, že po spojení s inverzním filtrem došlo ke zlepšení frekvenční charakteristiky systému. Inverzní filtrace ale nezajistila stoprocentní kompenzaci útlumu a fázového zkreslení. Neúplná kompenzace je zřejmě výsledkem použití přenosové funkce, která byla získána analýzou lineárního modelu II. řádu simulujícího chování systému „katétr-snímač“. Přenosová funkce použitá pro sestavení frekvenční charakteristiky inverzního filtru nekopíruje úplně přesně chování systému „katétr-snímač“ za daného zavodnění. Použitý model tedy nezahrnuje vlastnosti vzduchových mikrobublin, které byly pravděpodobně přítomny v katétu. Nicméně lze konstatovat, že za daných podmínek nepřesahuje rozkmit amplitudové frekvenční charakteristiky 3 dB a fázový posuv výstupního signálu ke vstupnímu je menší než $\pi/6$ rad v celém frekvenčním rozsahu charakteristiky. Z uvedeného plyne, že použití post-procesní techniky inverzní filtrace nezbytně zmenší zkreslení užitečných složek signálu.

Diskuse

Od ideálního modelu očekáváme stoprocentně přesnou simulaci chování reálného systému. V případě modelování reálných objektů není tento úkol vždycky realizovatelný. Za prvé je fyzikálně-matematický popis reálného objektu a jeho chování vždycky aproximací jevů, které probíhají v analyzovaném systému. Za druhé platí, čím je model přesnější, tím více komplikovaný je jeho návrh a následující použití. Proto bylo v případě modelování pro účely inverzní filtrace výstupních signálů systému měřených v reálném čase potřeba brát v úvahu výpočetní náročnost modelu, neboť vysoká výpočetní náročnost modelu, a tudíž i inverzního filtru, může omezit jeho použití pro filtraci v reálném čase. Z tohoto důvodu byl v této práci zvolen zjednodušený model pro systém „katétr-snímač“. I když struktura navrženého modelu je poměrně jednoduchá, simuluje daný model s vysokou přesností (minimální FIT = 90,38 %) chování systému. Přesto má tento model slabiny, které byly odhaleny díky experimentálním měřením. Před rozбором těchto nedostatků je potřeba zhodnotit provedené experimenty.

Při experimentálním měření charakteristik systému „katétr-snímač“ bylo snahou vytvořit podmínky odpovídající podmínkám klinické praxe. Několik z nich bylo technicky nerealizovatelných, alespoň v dostupných laboratorních podmínkách. Katétr je umístěn v cévě při invazivním měření krevního tlaku, takže kolem něj proudí pulzující krev. Lze předpokládat, že pulzní krevní vlna periodicky narážející na katétr z vnějšku může vytvářet frekvenční složky, které na sebe přenášený tlakový signál superponuje.

Jak už bylo zmíněno, nacházel se při experimentu katétr ve vzduchu na rozdíl od měření prováděných v klinické praxi, kdy je katétr umístěn v krvi. Mechanická impedance materiálu katétru má mnohem menší odlišnost od mechanické impedance krve než od impedance vzduchu. Z toho plyne, že vibrace přenášené materiálem katétru byly při experimentálním měření míň tlumeny. Tyto mechanické vibrace byly dalším zdrojem šumu přítomného v měřeném signálu. Vliv vibrací byl obzvláště pozorován při měření přechodové charakteristiky, a to ve formě vysokofrekvenčních složek superponovaných užitečným signálem. Pro jejich potlačení byl použit filtr typu dolní propust.

Dále zůstává otázkou, jak je natažen katétr uvnitř cévy? Měření ukázalo, že změna ve vzdálenosti hrotu katétru od jeho distálního konektoru i v řádu jednotek centimetrů vyvolává změny v chování celého systému. Docházelo ke změně měřených parametrů, vlastní frekvence a poměrného útlumu. Proto byla snaha zachovat při každém měření stejné natažení katétru.

Hlavní rozdíl mezi experimentem a měřením prováděným v klinické praxi byl v zapojení katétru s komůrkou. Při invazivním měření tlaku se používá mezi komůrkou a katétrelem prodlužovací hadička. Je jasné, že zapojení prodlužovací hadičky způsobí snížení vlastní frekvence systému. Pro měřicí komůrku TruWave se standardní hadičkou o délce 12 inch (cca 30,48 cm) bez katétru uvádí výrobce hodnotu vlastní frekvence 40 Hz [17]. Nicméně na základě známého zapojení impedančních prvků L a R v použitém modelu lze předpokládat, že by připojení prodlužovací hadičky způsobilo zvětšení inertance a rezistence systému o hodnoty odpovídajících parametrů této hadičky, a to beze změny struktury modelu.

Výše popsané problémy nevyžadují změnu struktury modelu díky existenci metod, pomocí kterých lze potlačit jejich vliv na měření, nebo protože nejsou podstatné pro daný výzkum. Nicméně provedené experimenty odhalily jeden problém, který nelze potlačit nebo zanedbat, protože jeho existence významně mění chování systému „katétr-snímač“. Existence vzduchových bublin v systému byla odhalena zkoušením opakovatelnosti experimentů. Pro tyto účely byl experiment proveden na stejném systému, za stejných podmínek a stejným způsobem několikrát v krátkém časovém intervalu (jednotky minut). Jedinou změnou bylo nové zaplnění systému fyziologickým roztokem před každým pokusem. Ve výsledku byla při každém novém pokusu naměřena nová hodnota vlastní frekvence a poměrného útlumu. Malé rozdíly mezi naměřenými

hodnotami lze vysvětlit náhodnými chybami a omezenou přesností měřicích zařízení a metod výpočtu parametrů. Rozdíl mezi některými pokusy byl však mnohem větší – desítky Hz pro vlastní frekvenci. Takové rozdíly mezi výsledky jednoho experimentu nemohou být způsobeny vlivem náhodných veličin. Proto je jediným logickým vysvětlením změny chování systému existence jiných impedančních prvků nepopsaných v modelu. Vzduchová bublina je jediným vysoce poddajným elementem, který může hodnoty parametrů změnit. Je jasné, že model zahrnující vzduchovou bublinu bude chování systému „katétr – snímač“ přesněji popisovat, ale vzniká otázka, jak spojit navržený model s experimentálně naměřenými daty? Je pravděpodobné, že vliv na chování systému má nejen počet a velikost bublin, ale i jejich poloha v katétu v poměru k membráně senzoru tlaku.

Závěr

Všechny cíle stanovené v zadání diplomové práce s názvem „Měření parametrů srdečních katétrů“ byly splněny.

V rámci teoretického studia byl proveden rozbor problematiky měření hemodynamických parametrů. Důraz byl kladen na genezi těchto parametrů a jejich využití v klinické praxi, a to s ohledem na zvýšení přesnosti měření těchto parametrů, zvláště krevního tlaku. Dále byly představeny neinvazivní a invazivní metody měření krevního tlaku z hlediska přesnosti měření a jejich využitelnosti v nemocničních, ambulantních a domácích podmínkách. První polovina teoretického úvodu byla věnována příčinám, které vedly ke vzniku dané problematiky. Ve druhé polovině úvodní části práce byly popsány elektrické a mechanické vlastnosti komůrky se senzorem tlaku a diagnostický katétr. Získané znalosti byly použity při modelování systému a při zpracování signálů. Byla popsána matematická analýza tlakové pulzní vlny, jako důkaz pro nutnost zajištění co nejvyšší rezonanční frekvence systému měřícího krevní tlak. Teoretická část byla dále věnována rozboru fyzikálně-matematického aparátu použitého pro modelování a verifikaci modelu a při tvorbě inverzního filtru. V rámci této části práce byly definovány nezbytné pojmy z teorie systému a určena hlediska, podle kterých lze systém klasifikovat. Jelikož jedním z cílů dané práce byla identifikace modelu, byl proveden teoretický rozbor fyzikálně-matematických nástrojů používaných pro získání matematického popisu reálného systému. Poslední kapitola teoretické analýzy zahrnuje popis současného stavu problematiky a metody řešení vědeckých článků, které se staly základem pro řešení experimentální úlohy diplomové práce.

V prvním kroku praktického řešení úlohy byla provedena analýza modelu s rozloženými parametry a modelu se soustředěnými parametry měřícího systému „katétr-snímač“. Byly zavedeny předpoklady pro existenci těchto modelů a definovány potřebné fyzikální parametry. Po vyhodnocení náročnosti realizace a přesnosti popsaných modelů byl pro popis systému použit lineární model II. řádu se soustředěnými parametry. Matematický popis zvoleného modelu byl navržen na základě jeho elektrické analogie s RLC obvodem.

V dalším kroku byla navržena a provedena experimentální měření frekvenční a přechodové charakteristiky systému. Pro stanovení frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ byl na vstup systému přiveden periodický sinusový signál tlaku s lineárně stoupající frekvencí v rozsahu od 0,5 do 50 Hz („sweep“ signál). Zároveň byl měřen signál na výstupu. V tomto případě bylo pro určení frekvenční charakteristiky třeba jen transformovat naměřená data do frekvenční oblasti a provést základní matematické operace. Nicméně kvůli náročnosti realizace experimentu a nevyužitelnosti daného postupu v klinické praxi byla pro stanovení frekvenční charakteristiky v rámci návrhu inverzního filtru použita jiná metoda. Druhý způsob lze definovat jako „nepřímou“ metodu měření frekvenční charakteristiky, protože frekvenční přenosová funkce byla vypočítána z naměřené přechodové charakteristiky systému. Během měření byla snímána odpověď systému „katétr-snímač“ na jednotkový skok tlaku.

Ze signálů naměřených v obou experimentech byly stanoveny hodnoty poměrného útlumu, vlastní frekvence a rezonanční frekvence. Pro určení parametrů byly testovány tři metody: numerický výpočet – funkce `tfest` Matlab, „Half-power bandwidth method“, výpočet pro lineární systém II. řádu s málo tlumeným kmitáním podle Webstera. V rámci verifikace použitého modelu a kontroly chyb měření byly výsledky měření zpracovány všemi výše uvedenými metodami a porovnány mezi sebou. V případě přechodové charakteristiky bylo měření provedeno na katétrech o různých délkách pro odhalení závislosti parametrů systému na délce katétru. Data získaná z naměřené odpovědi systému na jednotkový skok byla použita pro matematický popis systému. Experimentální data byla zpracována a na základě jejich analýzy proběhla identifikace parametrů modelu a byla stanovena přenosová funkce systému. Ta byla použita pro vytvoření inverzního FIR filtru. V rámci experimentálního ověření použité metody kompenzace byl naprogramovaný

inverzní filtr aplikován na datech získaných během prvního experimentu. Výsledky inverzní filtrace byly hodnoceny pomocí korelačního koeficientu a *RMSE*. Vyfiltrované signály měly korelační koeficient blížíící k 1 (minimálně 0,9916), což vypovídá o téměř lineární závislosti na referenčním signálu. Po filtraci došlo ke značnému snížení *RMSE* (maximálně 0,0811) a k napravení frekvenčních charakteristik. Z uvedeného plyne, že použitý lineární model II. řádu poměrně přesně simuluje chování reálného systému „katétr-snímač“. Nicméně měření také ukázalo, že se velikost parametrů modelu může měnit v závislosti na daném zavodnění systému. Hodnota celkové poddajnosti se pravděpodobně mění kvůli existenci vzduchových bublin. Proto nemůže být navržený inverzní filtr univerzálním řešením v rámci jednoho typu katétru. Pro správné provedení inverzní filtrace v klinické praxi bude potřeba identifikovat vlastní frekvenci a poměrný útlum systému před každým novým měřením krevního tlaku.

Seznam použité literatury

- [1] ČERNÝ, V. *Invazivní hemodynamické monitorování v praxi*. Praha: Grada, 2000. Edice interních oborů. ISBN 80-716-9994-2.
- [2] VOKURKA, M. a J. HUGO. *Velký lékařský slovník*. Praha: Maxdorf, 2002. ISBN 80-859-1243-0.
- [3] BENEŠ, J. *HEMODYNAMIKA V ČASNÉ FÁZI KRITICKÝCH STAVŮ A PERIOPERAČNÍ MEDICÍNĚ: Využití méně invazivních monitorovacích prostředků k cílené hemodynamické péči*. Plzeň, 2012. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze - Lékařská fakulta v Plzni. Vedoucí práce Eduard Kasal.
- [4] ENDRYS, J. *Invazivní hemodynamické metody*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2005. Edice interních oborů. ISBN 80-862-2566-6.
- [5] ROKYTA, R. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000. ISBN 80-85866-45-5.
- [6] ČIHÁK, R. *Anatomie 3. 3., uprav. a dopl. vyd.* Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [7] ROKYTA, R. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000. ISBN 80-85866-45-5.
- [8] ADAM. *Esenciální hypertenze: Vyšetření krevního tlaku* [online]. Brno: LF MU, 2017 [cit. 2019-05-13]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/patfyz/practic/prezentace/tk_MM.pdf
- [9] BRONZINO, J. D. *The biomedical engineering handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2000. ISBN 0-8493-0461-x.
- [10] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [11] HAVLÍK, J. *Měření krevního tlaku: Invazivní měření* [online]. Praha: CVUT FEL [cit. 2018-11-08]. Dostupné z: https://cw.fel.cvut.cz/old/_media/courses/a6m31let/05a-tlak.pdf
- [12] WEBSTER, J. G., J. W. CLARK a R. A. PEURA. *Medical instrumentation: application and design*. 4th ed. Hoboken, NJ: Centre national des Lettres, 2010. ISBN 978-0471676003.
- [13] ČSN EN 60601-2-34: *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-34: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů pro invazivní monitorování krevního tlaku*. 3. vyd. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2014.
- [14] CHMELÁŘ, M. a J. ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1982.
- [15] BENEŠ, P. *Automatizace a automatizační technika*. 2. vyd. Brno: CP Books, 2005. ISBN 80-251-0795-7.
- [16] GROŠPIC, A. a O. ŠVAGR. Neinvazivní a invazivní měření krevního tlaku. In: *EKEKTRO 2019: Elektrotechnická příručka*. Praha: FCC PUBLIC, 2019, s. 187–194. ISBN 978-80-86534-30-5.
- [17] Edwards: Lifesciences. *TruWave Disposable Pressure Transduce* [online]. Irvine, CA: Edwards: Lifesciences, 2017 [cit. 2019-05-13]. Dostupné z: <http://ht.edwards.com/resourcegallery/products/pressuremonitoring/pdfs/ar01204.pdf>
- [18] ČSN EN ISO 10555-1. *2014 Intravaskulární katétry – Katetry sterilní a pro jedno použití - Část 1: Obecné požadavky*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2014.
- [19] Cordis. *Diagnostic catheters*. *Cordis.com* [online]. 2018 [cit. 2018-11-09]. Dostupné z: <https://emea.cordis.com/content/dam/cordis/web/documents/brochure/cordis-emea-diagnostic-catheters.pdf>

- [20] PLASMAN, J. L. C. a C. M. M. TIMMERS. *Direct measurement of blood pressure by liquid-filled catheter manometer systems*. Eindhoven: Eindhoven University of Technology, 1981. ISBN 90-6144-121-8. Dostupné také z: <https://pure.tue.nl/ws/portalfiles/portal/4383744/8201575.pdf>
- [21] Fakulta aplikované informatiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně. Řízení technologických procesů. *Rtp.webzdarma.cz* [online]. 2015 [cit. 2018-11-25]. Dostupné z: <http://rtp.webzdarma.cz/model3.php>
- [22] VROŽINA, M., Z. JANČÍKOVÁ a J. DAVID. *Identifikace systémů: učební text*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012. ISBN 978-80-248-2594-6.
- [23] JANČÍKOVÁ, Z. *Teorie systémů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012. ISBN 978-80-248-2561-8.
- [24] SKALICKÝ, J. *Teorie řízení*. Brno: VÚT FEKT, Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky, 2002.
- [25] GARDNER, M. Direct Blood Pressure Measurement-Dynamic Response Requirements. *Anesthesiology*. 1981, 54(3), 227–236.
- [26] FRY, D. L. Physiologic Recording by Modern Instruments With Particular Reference to Pressure Recording. *Physiological Reviews*. 1960, 40(4), 753–788. DOI: 10.1152/physrev.1960.40.4.753. ISSN 0031-9333.
- [27] DOUBAL, J. a S. DOUBAL. *Theory of viscoelasticity handbook* [online]. Delter: Viskoelasticita.cz 2014 [cit.2019-03-21]. Dostupné z: <https://www.viskoelasticita.cz/inpage/viscoelasticity-handbook/>
- [28] SPYROPOULOS, G. UniS: 2nd Order System. *Surrey.ac.uk* [online]. 2017 [cit. 2019-03-28]. Dostupné z: <http://www.ee.surrey.ac.uk/Projects/CAL/control/2ndOrderSys.htm>
- [29] ELLIS, D. M. *Pressure generator*. United States Patent 4,189,936. 26.02.1980
- [30] Keysight Technologies. *Keysight 33220A 20 MHz Function/Arbitrary Waveform Generator: Data Sheet* [online]. New York: Keysight technologies, 2015 [cit. 2019-03-03]. Dostupné také z: <https://literature.cdn.keysight.com/litweb/pdf/5988-8544EN.pdf?id=187648>
- [31] BIOPAC SYSTEMS, Inc. *PRODUCT SHEET: MP35 Four Channel Data Acquisition systém* [online]. Goleta, CA: BIOPAC Systems, Inc., 2018 [cit. 2019-03-03]. Dostupné také z: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/MP35.pdf>
- [32] Edwards Lifesciences Corporation. Product Implementation: TruWave Setup Video. *Edwards.com* [online]. 2018 [cit. 2019-03-24]. Dostupné z: <https://www.edwards.com/devices/pressure-monitoring/transducer>
- [33] Math Works. DAMP: Natural frequency and damping ratio. *Mathworks.com* [online]. 2018 [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/control/ref/damp.html>
- [34] WU, B. A correction of the half-power bandwidth method for estimating damping. *Archive of Applied Mechanics* [online]. 2015, 85(2), 315–320 [cit. 2019-04-15]. DOI: 10.1007/s00419-014-0908-0. ISSN 0939-1533. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00419-014-0908-0>
- [35] CASIANO, M. J. *Extracting Damping Ratio from Dynamic Data and Numerical Solutions* [online]. Huntsville, AL, USA: NASA Marshall Space Flight Center, 2016 [cit. 2019-04-11]. 20170005173. Dostupné z: <https://ntrs.nasa.gov/search.jsp?R=20170005173>
- [36] Math Works. Loss Function and Model Quality Metrics: Model Quality *Mathworks.com* [online]. 2018 [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/ident/ug/model-quality-metrics.html>
- [37] Math Works. Tfest: Transfer function estimation. *Mathworks.com* [online]. 2019 [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/ident/ref/tfest.html#bs8_47x-3
- [38] WEBSTER, J. G. *The physiological measurement handbook: revue littéraire mensuelle*. Boca Raton: Centre national des Lettres, 2015. ISBN 9781439808474.

- [39] BULAVA, A. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2017. ISBN 9788027104680.
- [40] STOICA, P. a R. L. MOSES. *Spectral analysis of signals*. Upper Saddle River, N.J.: Pearson/Prentice Hall, 2005. ISBN 0-13-113956-8
- [41] Math & Stats Support Centre. Pearsonův korelační koeficient. In: *Muni.cz* [online]. 2017 [cit. 2019-05-14]. Dostupné z: https://mathstat.econ.muni.cz/media/12657/pear_cor.pdf
- [42] CHAI, T. a R. R. DRAXLER. Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? – Arguments against avoiding RMSE in the literature. *Geoscientific Model Development*. 2014, 7(3), 1247–1250. DOI: 10.5194/gmd-7-1247-2014. ISSN 1991-9603. Dostupné také z: <https://www.geosci-model-dev.net/7/1247/2014/>

Seznam tabulek

Tabulka 1: Požadované parametry převodníků dle ČSN EN 60601-2-34 [13] a hodnoty uvedené výrobcem [17]	28
Tabulka 2: Hodnocení výsledků inverzní filtrace	75
Tabulka 3: Analyticky stanovené parametry různě dlouhých katétrů a jejich poměry s parametry komůrky	88
Tabulka 4: Výsledky pro první katétr	89
Tabulka 5: Výsledky pro druhý katétr.....	90
Tabulka 6: Výsledky pro třetí katétr	91
Tabulka 7: Porovnání výsledků měření katétrů.....	92
Tabulka 8: Inertance stanovená analyticko-empirickou metodou– 3. postup	93
Tabulka 9: Porovnání postupů identifikace inertance	94
Tabulka 10: Rezistance stanovená analyticko-empirickou metodou – 2. postup.....	95
Tabulka 11: Porovnání postupů identifikace rezistance.....	96
Tabulka 12: Poddajnost stanovená analyticko-empirickou metodou – 1. postup.....	97
Tabulka 13: Poddajnost stanovená analyticko-empirickou metodou– 2. postup.....	98
Tabulka 14: Poddajnost stanovená analyticko-empirickou metodou – 3. postup.....	99
Tabulka 15: Porovnání postupů identifikace poddajnosti	100

Seznam obrázků

Obr. 1: Průběh tlakových změn během srdeční revoluce [5]	18
Obr. 2: Průběh křivky arteriálního tlaku [1]	19
Obr. 3: Průběh křivky centrálního žilního tlaku [1]	20
Obr. 4: Princip auskultační metody [8]	22
Obr. 5: Blokové schéma přístroje pro spojitě nepřímé měření krevního tlaku [10]	23
Obr. 6: Hrot katétru TIP [10]	24
Obr. 7: Přímá metoda měření krevního tlaku s extravaskulárním senzorem [12]	25
Obr. 8: Zapojení tenzometrů ve Wheatstoneově můstku	26
Obr. 9: Extravaskulární senzor krevního tlaku TrueWave od společnosti Edwards [17]	27
Obr. 10: Diagnostický katétr od firmy Cordis – série Infinity [19]	29
Obr. 11: Průběh křivky krevní tlakové vlny:	30
Obr. 12: Měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“ podle R. A. Peura [12]	38
Obr. 13: Měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“ podle R. A. Peura. [12].	39
Obr. 14: Model s rozloženými parametry - systém „katétr-snímač“ (Donald L. Fry, 1960) [26]	41
Obr. 15: Fyzikální model systému „katétr-snímač“ a jeho elektrická analogie [12]	44
Obr. 16: Změna objemu vzduchové bubliny při změně tlaku	45
Obr. 17: Model systému „katétr-snímač“	46
Obr. 18: Zjednodušený model systému „katétr-snímač“	47
Obr. 19: Přípravek pro měření frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“	49
Obr. 20: Náčrt příčného řezu generátoru tlaku (U. S. patent 4,189,936) [29]	50
Obr. 21: Náčrt vstupního konektoru DSUB měřicí jednotky BIOPAC MP35 [31]	51
Obr. 22: a) Signál z referenčního senzoru b) signál ze systému „katétr-snímač“	53
Obr. 23: Amplitudová frekvenční charakteristika systému „katétr-snímač“:	53
Obr. 24: „Half-power bandwidth method“ na příkladu frekvenční charakteristiky vypočtené přes FFT ..	55
Obr. 25: Fázová frekvenční charakteristika systému „katétr-snímač“ (délka katétru 125 cm):	56
Obr. 26: Přípravek pro měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“	57
Obr. 27: Přípravek pro vytvoření jednotkového skoku tlaku:	58
Obr. 28: Zapojení infuzního setu s komůrkou	59

Obr. 29: Odpověď systému „katétr-snímač“ na jednotkový skok tlaku (délka katétru 125 cm)	60
Obr. 30: Vlastní frekvence a poměrný útlum stanovené metodou podle Webstera:	61
Obr. 31: Frekvenční charakteristiky systému ze tří pokusů pomocí funkcí třest	62
Obr. 32: Porovnání výsledků: a) vlastní frekvence b) poměrný útlum	63
Obr. 33: Neakceptovatelné výsledky měření přechodové charakteristiky:	65
Obr. 34: Výsledky identifikace parametrů pro tři katétrů: a) inertance, b) rezistance.....	67
Obr. 35: Výsledky identifikace parametru – poddajnost pro tři katétrů:	69
Obr. 36: Porovnání frekvenčních charakteristik získaných různými metodami:.....	71
Obr. 37: Frekvenční charakteristiky: a) amplitudová, b) fázová.....	72
Obr. 38: Padesát vzorků impulsové odezvy inverzního filtru	73
Obr. 39: a) Vstupní signál b) výstupní signál c) filtrovaný výstupní signál	74
Obr. 40: Frekvenční charakteristiky systému „katétr-snímač“:.....	76

Seznam příloh

- Příloha A** Výsledky analytických výpočtů rezistance a inertance, katétru a komůrky
- Příloha B** Výsledky měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“ a stanovení vlastní frekvence a poměrného útlumu systému metodou podle Webstera
- Příloha C** Výsledky identifikace parametrů systému „katétr-snímač“
- Příloha D** Obsah CD

Příloha A: Výsledky analytických výpočtů rezistance a inertance, katétru a komůrky

Tabulka 3: Analyticky stanovené parametry různě dlouhých katétrů a jejich poměry s parametry komůrky

Délka katétru l [mm]	Rezistance katétru $R_c \cdot 10^{10}$ [Pa · s · m ⁻³]	Poměr rezistancí $\frac{R_c}{R_s}$	Inertance katétru $L_c \cdot 10^9$ [Pa · s ² · m ⁻³]	Poměr inertancí $\frac{L_c}{L_s}$
1250	2,26	998	1,13	180
1200	2,17	958	1,08	173
1150	2,08	918	1,05	165
1100	1,99	878	0,994	159
1050	1,90	838	0,948	151
1000	1,81	798	0,903	144
950	1,72	758	0,858	137
900	1,63	718	0,813	130
850	1,54	679	0,768	123
800	1,45	639	0,723	115
750	1,36	599	0,677	108
700	1,27	559	0,632	101
650	1,18	519	0,587	93,7
600	1,09	479	0,542	86,5
550	0,995	439	0,497	79,3
500	0,904	399	0,452	72,1
450	0,813	359	0,407	64,9
400	0,723	319	0,361	57,7
350	0,633	279	0,316	50,5
300	0,543	240	0,271	43,3
250	0,452	200	0,226	36,0
200	0,362	160	0,181	28,8

Příloha B: Výsledky měření přechodové charakteristiky systému „katétr-snímač“ a stanovení vlastní frekvence a poměrného útlumu systému metodou podle Webstera

Tabulka 4: Výsledky pro první katétr

Délka katétru l [mm]	Vlastní frekvence f_n [Hz]					Poměrný útlum ζ [-]				
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	\bar{f}_n	Rozptyl σ^2	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\bar{\zeta}$	Rozptyl $\sigma^2 \cdot 10^{-5}$
1250	39,1	39,1	39,0	39,0	0,00248	0,126	0,128	0,125	0,126	0,234
1200	48,4	48,4	48,1	48,3	0,0171	0,147	0,146	0,147	0,147	0,0841
1150	50,5	50,3	50,3	50,4	0,00500	0,136	0,136	0,136	0,136	0,00778
1100	69,7	71,4	69,7	70,3	0,944	0,117	0,113	0,120	0,117	1,24
1050	80,4	82,0	83,4	81,9	2,30	0,131	0,133	0,134	0,133	0,321
1000	89,6	89,5	90,3	89,8	0,176	0,128	0,121	0,117	0,122	3,10
950	101,9	101,4	102,4	101,9	0,2379	0,129	0,134	0,130	0,131	0,586
900	103,2	103,6	103,1	103,3	0,0666	0,107	0,097	0,104	0,103	2,28
850	106,4	105,8	106,4	106,2	0,1267	0,101	0,098	0,105	0,101	1,30
800	107,8	108,8	108,3	108,3	0,2716	0,124	0,115	0,119	0,120	2,16
750	119,7	120,4	121,0	120,3	0,4129	0,149	0,149	0,141	0,146	2,16
700	121,8	122,6	122,4	122,3	0,1543	0,149	0,149	0,141	0,146	2,12
650	123,1	125,6	124,8	124,5	1,534	0,139	0,146	0,146	0,144	1,81
600	130,9	131,9	131,9	131,6	0,3058	0,128	0,135	0,132	0,132	1,31
550	147,0	147,2	144,8	146,3	1,754	0,167	0,175	0,164	0,169	3,30
500	160,3	161,4	157,6	159,7	3,892	0,186	0,181	0,178	0,182	1,56
450	163,7	163,7	160,0	162,5	4,539	0,117	0,116	0,127	0,120	3,74
400	181,4	181,4	183,0	181,9	0,9044	0,116	0,115	0,115	0,115	0,00181
350	191,8	191,7	190,0	191,2	0,9541	0,116	0,112	0,119	0,116	1,21
300	196,7	194,7	196,7	196,0	1,323	0,079	0,073	0,079	0,077	1,0
250	223,6	223,9	221,2	222,9	2,145	0,112	0,123	0,115	0,117	3,24
200	260,1	256,8	260,3	259,1	3,843	0,053	0,055	0,064	0,058	3,5

Tabulka 5: Výsledky pro druhý katétr

Délka katétru l [mm]	Vlastní frekvence f_n [Hz]					Poměrný útlum ζ [-]				
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{f_n}$	Rozptyl σ^2	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{\zeta}$	Rozptyl $\sigma^2 \cdot 10^{-5}$
1250	39,3	38,8	39,3	39,1	0,0763	0,159	0,155	0,159	0,158	0,649
1200	49,8	50,2	49,9	50,0	0,0621	0,174	0,172	0,171	0,172	0,249
1150	53,2	53,3	53,3	53,3	0,00785	0,160	0,161	0,161	0,161	0,0804
1100	85,2	84,3	84,9	84,8	0,243	0,167	0,149	0,146	0,154	13,1
1050	90,4	89,9	88,8	89,7	0,657	0,126	0,151	0,157	0,145	26,8
1000	99,8	99,7	100,2	99,9	0,0830	0,123	0,117	0,120	0,120	0,873
950	104,4	104,3	104,4	104,4	0,002927	0,118	0,116	0,124	0,120	1,79
900	109,4	107,7	108,3	108,5	0,6915	0,110	0,119	0,122	0,117	3,48
850	109,6	110,8	109,5	110,0	0,5582	0,127	0,129	0,119	0,125	2,78
800	115,9	114,4	116,0	115,4	0,7843	0,128	0,116	0,133	0,126	8,17
750	123,9	124,7	125,5	124,7	0,6353	0,138	0,140	0,141	0,140	0,252
700	128,5	129,2	132,5	130,0	4,508	0,170	0,168	0,162	0,167	2,05
650	137,8	139,7	137,9	138,5	1,140	0,161	0,160	0,163	0,161	0,361
600	148,5	146,5	147,5	147,5	0,9738	0,140	0,148	0,143	0,143	1,77
550	158,5	158,7	158,7	158,6	0,01118	0,115	0,125	0,123	0,121	3,02
500	167,9	166,6	166,5	167,0	0,5855	0,121	0,125	0,122	0,123	0,522
450	174,7	174,7	174,6	174,7	0,0005870	0,092	0,094	0,091	0,093	0,22
400	183,9	185,7	183,9	184,5	1,006	0,070	0,073	0,071	0,071	0,24
350	200,7	198,7	198,9	199,4	1,227	0,084	0,084	0,092	0,087	2,2
300	203,5	207,6	203,3	204,8	5,707	0,121	0,115	0,114	0,117	1,3
250	238,9	238,9	236,3	238,0	2,320	0,084	0,081	0,091	0,085	2,7
200	267,2	280,1	264,8	270,7	68,13	0,060	0,129	0,110	0,100	123

Tabulka 6: Výsledky pro třetí katétru

Délka katétru l [mm]	Vlastní frekvence f_n [Hz]					Poměrný útlum ζ [-]				
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{f_n}$	Rozptyl σ^2	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{\zeta}$	Rozptyl $\sigma^2 \cdot 10^{-5}$
1250	39,3	39,7	38,8	39,3	0,213	0,131	0,146	0,131	0,136	7,32
1200	49,9	50,4	50,6	50,3	0,136	0,161	0,159	0,159	0,160	0,228
1150	57,2	57,2	57,3	57,2	0,00716	0,138	0,136	0,135	0,137	0,240
1100	66,6	66,6	66,1	66,4	0,0604	0,128	0,132	0,131	0,130	0,347
1050	67,4	67,4	66,9	67,2	0,0556	0,117	0,117	0,122	0,119	0,780
1000	76,0	76,0	75,1	75,7	0,248	0,118	0,117	0,116	0,117	0,0686
950	76,6	76,8	77,2	76,9	0,0945	0,115	0,115	0,118	0,116	0,316
900	91,1	91,2	91,9	91,4	0,224	0,147	0,153	0,149	0,149	0,926
850	103,4	104,0	104,5	104,0	0,2707	0,129	0,129	0,127	0,128	0,226
800	118,7	119,5	118,9	119,0	0,1946	0,130	0,140	0,146	0,139	6,84
750	120,7	123,3	122,2	122,0	1,718	0,124	0,099	0,125	0,116	22
700	131,3	132,3	131,3	131,6	0,2841	0,097	0,101	0,096	0,098	0,69
650	133,9	133,8	133,9	133,8	0,001342	0,089	0,083	0,089	0,087	0,99
600	137,3	136,4	139,2	137,7	2,073	0,067	0,074	0,071	0,070	1,0
550	146,6	149,9	148,9	148,5	2,848	0,091	0,092	0,099	0,094	1,6
500	158,4	158,4	161,2	159,3	2,459	0,110	0,110	0,120	0,113	3,11
450	172,0	172,0	170,5	171,5	0,6938	0,109	0,110	0,110	0,110	0,0660
400	184,5	184,5	186,1	185,0	0,8831	0,105	0,104	0,100	0,103	0,586
350	210,2	207,0	205,9	207,7	4,967	0,134	0,168	0,134	0,146	38,4
300	216,3	218,5	220,2	218,3	3,829	0,179	0,177	0,159	0,172	13,0
250	248,0	257,3	254,2	253,2	22,59	0,093	0,083	0,091	0,089	2,6
200	285,9	285,8	282,3	284,7	4,190	0,037	0,023	0,066	0,042	48

Tabulka 7: Porovnání výsledků měření katétrů

Délka katétru l [mm]	Vlastní frekvence \bar{f}_n [Hz]				Poměrný útlum $\bar{\zeta}$ [-]			
	1. katétr	2. katétr	3. katétr	Rozptyl σ^2	1. katétr	2. katétr	3. katétr	Rozptyl $\sigma^2 \cdot 10^{-5}$
1250	39,0	39,1	39,3	0,0233	0,126	0,158	0,136	26,8
1200	48,3	50,0	50,3	1,16	0,147	0,172	0,160	15,6
1150	50,4	53,3	57,2	11,6	0,136	0,161	0,137	20,0
1100	70,3	84,8	66,4	94,0	0,117	0,154	0,130	35,2
1050	81,9	89,7	67,2	131	0,133	0,145	0,119	16,9
1000	89,8	99,9	75,7	148	0,122	0,120	0,117	0,633
950	101,9	104,4	76,9	231	0,131	0,120	0,116	6,03
900	103,3	108,5	91,4	76,8	0,103	0,117	0,149	55,6
850	106,2	110,0	104,0	9,213	0,101	0,125	0,128	21,9
800	108,3	115,4	119,0	29,64	0,120	0,126	0,139	9,43
750	120,3	124,7	122,0	4,923	0,146	0,140	0,116	25,2
700	122,3	130,0	131,6	24,72	0,146	0,167	0,098	125
650	124,5	138,5	133,8	50,76	0,144	0,161	0,087	150
600	131,6	147,5	137,7	64,34	0,132	0,143	0,070	155
550	146,3	158,6	148,5	43,02	0,169	0,121	0,094	144
500	159,7	167,0	159,3	18,79	0,182	0,123	0,113	139
450	162,5	174,7	171,5	40,01	0,120	0,093	0,110	19
400	181,9	184,5	185,0	2,770	0,115	0,071	0,103	52
350	191,2	199,4	207,7	68,06	0,116	0,087	0,146	87
300	196,0	204,8	218,3	126,2	0,077	0,117	0,172	228
250	222,9	238,0	253,2	229,5	0,117	0,085	0,089	30
200	259,1	270,7	284,7	164,3	0,058	0,100	0,042	90

Příloha C: Výsledky identifikace parametrů systému „katétr-snímač“

Tabulka 8: Inertance stanovená analyticko-empirickou metodou– 3. postup

Délka katétru l [mm]	Inertance $L_c \cdot 10^8$ [Pa · s ² · m ⁻³]											
	1. katétr				2. katétr				3. katétr			
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{L_c}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{L_c}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{L_c}$
1250	3,66	3,61	3,70	3,66	2,87	3,00	2,89	2,92	3,49	3,11	3,55	3,38
1200	2,42	2,45	2,44	2,44	1,99	2,00	2,03	2,01	2,14	2,16	2,15	2,15
1150	2,42	2,41	2,41	2,42	1,95	1,92	1,93	1,93	2,09	2,12	2,13	2,12
1100	1,94	1,97	1,90	1,93	1,11	1,26	1,28	1,22	1,86	1,81	1,82	1,83
1050	1,44	1,39	1,35	1,39	1,32	1,11	1,08	1,17	1,92	1,92	1,85	1,90
1000	1,25	1,33	1,36	1,31	1,17	1,23	1,19	1,20	1,61	1,61	1,65	1,62
950	1,04	1,01	1,03	1,03	1,11	1,13	1,05	1,09	1,56	1,55	1,51	1,54
900	1,18	1,28	1,21	1,22	1,07	1,01	0,983	1,02	0,970	0,931	0,947	0,9500
850	1,14	1,18	1,09	1,14	0,882	0,856	0,940	0,893	0,918	0,910	0,926	0,918
800	0,858	0,918	0,890	0,889	0,776	0,869	0,744	0,796	0,747	0,690	0,662	0,700
750	0,604	0,603	0,633	0,613	0,631	0,617	0,609	0,619	0,724	0,889	0,709	0,774
700	0,555	0,551	0,583	0,563	0,461	0,464	0,471	0,465	0,788	0,752	0,797	0,779
650	0,548	0,511	0,512	0,524	0,422	0,419	0,415	0,419	0,789	0,838	0,784	0,803
600	0,516	0,485	0,495	0,499	0,417	0,398	0,410	0,408	0,937	0,861	0,879	0,892
550	0,322	0,307	0,333	0,321	0,436	0,399	0,406	0,413	0,591	0,572	0,538	0,567
500	0,241	0,246	0,256	0,248	0,356	0,345	0,354	0,352	0,414	0,413	0,373	0,400
450	0,339	0,342	0,319	0,334	0,403	0,394	0,406	0,401	0,346	0,341	0,344	0,344
400	0,275	0,275	0,273	0,274	0,450	0,427	0,443	0,440	0,298	0,299	0,308	0,302
350	0,227	0,234	0,222	0,228	0,298	0,301	0,274	0,291	0,179	0,145	0,182	0,168
300	0,279	0,302	0,277	0,286	0,176	0,181	0,186	0,181	0,111	0,112	0,124	0,116
250	0,144	0,131	0,141	0,139	0,179	0,187	0,168	0,178	0,157	0,168	0,155	0,160
200	0,208	0,203	0,172	0,194	0,178	0,080	0,099	0,119	0,269	0,435	0,154	0,286

Tabulka 9: Porovnání postupů identifikace inertance

Délka katétru l [mm]	Inertance $\overline{L_c} \cdot 10^8$ [Pa · s ² · m ⁻³]			
	Analyticko-empirická metoda – 3. postup			Analytický výpočet
	1. katétr	2. katétr	3. katétr	
1250	3,66	2,92	3,38	11,3
1200	2,44	2,01	2,15	10,8
1150	2,42	1,93	2,12	10,5
1100	1,93	1,22	1,83	9,94
1050	1,39	1,17	1,90	9,48
1000	1,31	1,20	1,62	9,03
950	1,03	1,09	1,54	8,58
900	1,22	1,02	0,950	8,13
850	1,14	0,893	0,918	7,68
800	0,889	0,796	0,700	7,23
750	0,613	0,619	0,774	6,77
700	0,563	0,465	0,779	6,32
650	0,524	0,419	0,803	5,87
600	0,499	0,408	0,892	5,42
550	0,321	0,413	0,567	4,97
500	0,248	0,352	0,400	4,52
450	0,334	0,401	0,344	4,07
400	0,274	0,440	0,302	3,61
350	0,228	0,291	0,168	3,16
300	0,286	0,181	0,116	2,71
250	0,139	0,178	0,160	2,26
200	0,194	0,119	0,286	1,81

Tabulka 10: Rezistance stanovená analyticko-empirickou metodou – 2. postup

Délka katétru l [mm]	Rezistance $R_c \cdot 10^{11}$ [Pa · s · m ⁻³]											
	1. katétr				2. katétr				3. katétr			
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{R_c}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{R_c}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{R_c}$
1250	0,697	0,708	0,689	0,698	0,888	0,852	0,885	0,875	0,731	0,822	0,719	0,757
1200	0,971	0,960	0,965	0,965	1,18	1,17	1,16	1,17	1,10	1,09	1,09	1,09
1150	0,894	0,895	0,895	0,894	1,11	1,12	1,12	1,12	1,03	1,02	1,01	1,02
1100	1,02	1,01	1,04	1,02	1,78	1,57	1,55	1,63	1,07	1,09	1,08	1,08
1050	1,25	1,30	1,33	1,29	1,36	1,62	1,67	1,55	0,940	0,940	0,973	0,951
1000	1,30	1,23	1,20	1,24	1,40	1,33	1,37	1,37	1,02	1,01	0,991	1,01
950	1,42	1,46	1,43	1,44	1,33	1,31	1,40	1,35	0,946	0,950	0,979	0,958
900	1,12	1,03	1,10	1,08	1,23	1,31	1,35	1,30	1,36	1,42	1,40	1,39
850	1,04	0,999	1,08	1,04	1,34	1,38	1,26	1,32	1,29	1,30	1,28	1,29
800	1,22	1,14	1,18	1,18	1,35	1,20	1,41	1,32	1,40	1,52	1,58	1,50
750	1,52	1,52	1,45	1,50	1,46	1,49	1,51	1,48	1,27	1,03	1,30	1,20
700	1,44	1,45	1,37	1,42	1,74	1,73	1,70	1,72	1,02	1,06	1,00	1,03
650	1,26	1,35	1,35	1,32	1,63	1,65	1,66	1,65	0,875	0,824	0,881	0,860
600	1,14	1,21	1,19	1,18	1,41	1,48	1,43	1,44	0,628	0,683	0,669	0,660
550	1,54	1,61	1,48	1,54	1,13	1,24	1,22	1,20	0,836	0,864	0,918	0,873
500	1,69	1,66	1,59	1,65	1,15	1,18	1,15	1,16	0,987	0,989	1,09	1,02
450	0,976	0,966	1,04	0,993	0,820	0,840	0,815	0,825	0,957	0,969	0,962	0,963
400	0,951	0,949	0,958	0,953	0,581	0,613	0,590	0,595	0,877	0,874	0,848	0,866
350	0,881	0,855	0,900	0,879	0,672	0,666	0,731	0,690	1,12	1,38	1,10	1,20
300	0,527	0,487	0,530	0,515	0,836	0,812	0,789	0,812	1,32	1,32	1,19	1,28
250	0,709	0,781	0,722	0,737	0,571	0,546	0,609	0,575	0,651	0,608	0,660	0,640
200	0,315	0,322	0,380	0,339	0,367	0,817	0,659	0,614	0,243	0,150	0,424	0,272

Tabulka 11: Porovnání postupů identifikace rezistance

Délka katétru l [mm]	Rezistance $\frac{\overline{R}_c}{\rho} \cdot 10^{10}$ [Pa · s · m ⁻³]			
	Analyticko-empirická metoda – 2. postup			Analytický výpočet
	1. katétr	2. katétr	3. katétr	
1250	6,98	8,75	7,57	2,26
1200	9,65	11,7	10,9	2,17
1150	8,94	11,2	10,2	2,08
1100	10,2	16,3	10,8	1,99
1050	12,9	15,5	9,51	1,90
1000	12,4	13,7	10,1	1,81
950	14,4	13,5	9,58	1,72
900	10,8	13,0	13,9	1,63
850	10,4	13,2	12,9	1,54
800	11,8	13,2	15,0	1,45
750	15	14,8	12,0	1,36
700	14,2	17,2	10,3	1,27
650	13,2	16,5	8,60	1,18
600	11,8	14,4	6,60	1,09
550	15,4	12,0	8,73	0,995
500	16,5	11,6	10,2	0,904
450	9,93	8,25	9,63	0,813
400	9,53	5,95	8,66	0,723
350	8,79	6,9	12,0	0,633
300	5,15	8,12	12,8	0,543
250	7,37	5,75	6,40	0,452
200	3,39	6,14	2,72	0,362

Tabulka 12: Poddajnosť stanovená analyticko-empirickou metódou – 1. postup

Délka katétru l [mm]	Poddajnosť $C_d \cdot 10^{-13}$ [m ⁵ · N ⁻¹]											
	1. katétr				2. katétr				3. katétr			
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$
1250	1,40	1,44	1,37	1,40	2,25	2,12	2,23	2,20	1,52	1,88	1,51	1,64
1200	2,00	1,95	1,99	1,98	2,78	2,71	2,69	2,73	2,40	2,33	2,32	2,35
1150	1,77	1,78	1,78	1,78	2,45	2,50	2,49	2,48	1,84	1,78	1,76	1,79
1100	1,38	1,28	1,44	1,37	2,80	2,22	2,14	2,39	1,65	1,74	1,73	1,71
1050	1,79	1,86	1,89	1,85	1,68	2,39	2,61	2,22	1,44	1,44	1,56	1,48
1000	1,81	1,61	1,52	1,65	1,68	1,53	1,60	1,60	1,53	1,52	1,49	1,51
950	1,95	2,08	1,96	1,99	1,63	1,57	1,80	1,67	1,53	1,53	1,61	1,56
900	1,39	1,16	1,33	1,30	1,50	1,74	1,82	1,69	2,64	2,86	2,72	2,74
850	1,32	1,25	1,43	1,33	2,08	2,16	1,84	2,03	2,16	2,17	2,08	2,14
800	2,14	1,83	1,97	1,98	2,26	1,85	2,46	2,19	2,33	2,69	2,96	2,66
750	3,29	3,26	2,93	3,16	2,81	2,90	2,94	2,88	2,25	1,43	2,28	1,99
700	3,50	3,51	3,14	3,38	4,57	4,45	4,12	4,38	1,49	1,62	1,46	1,52
650	3,27	3,61	3,64	3,51	4,39	4,33	4,54	4,42	1,33	1,18	1,35	1,29
600	3,01	3,36	3,22	3,19	3,59	4,03	3,75	3,79	0,830	1,00	0,917	0,914
550	5,63	6,16	5,40	5,73	2,64	3,14	3,03	2,94	1,68	1,71	1,96	1,78
500	7,65	7,25	7,02	7,31	3,21	3,46	3,30	3,32	2,66	2,67	3,16	2,83
450	3,35	3,28	3,94	3,52	2,08	2,18	2,05	2,10	2,92	2,99	2,99	2,97
400	3,69	3,67	3,67	3,68	1,34	1,46	1,38	1,39	3,03	3,01	2,78	2,94
350	4,22	3,98	4,49	4,23	2,24	2,25	2,70	2,40	5,68	8,92	5,69	6,76
300	2,28	1,99	2,31	2,19	5,36	4,86	4,78	5,00	11,86	11,53	9,26	10,88
250	5,52	6,67	5,84	6,01	3,14	2,86	3,64	3,21	3,78	3,06	3,70	3,52
200	1,57	1,69	2,29	1,85	2,02	9,12	6,65	5,93	0,771	0,296	2,42	1,16

Tabulka 13: Poddajnost stanovená analyticko-empirickou metodou– 2. postup

Délka katétru l [mm]	Poddajnost $C_d \cdot 10^{-14}$ [m ⁵ · N ⁻¹]											
	1. katétr				2. katétr				3. katétr			
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$
1250	1,47	1,47	1,48	1,47	1,46	1,49	1,46	1,47	1,46	1,42	1,49	1,46
1200	1,00	1,00	1,01	1,00	0,943	0,926	0,940	0,936	0,938	0,920	0,911	0,923
1150	0,957	0,962	0,962	0,961	0,862	0,857	0,857	0,859	0,745	0,746	0,742	0,744
1100	0,525	0,500	0,525	0,517	0,351	0,359	0,353	0,354	0,576	0,575	0,583	0,578
1050	0,413	0,397	0,384	0,398	0,327	0,330	0,339	0,332	0,589	0,589	0,596	0,591
1000	0,349	0,350	0,344	0,348	0,282	0,282	0,279	0,281	0,486	0,486	0,497	0,489
950	0,284	0,287	0,282	0,284	0,271	0,271	0,271	0,271	0,504	0,500	0,496	0,500
900	0,293	0,290	0,293	0,292	0,261	0,269	0,266	0,265	0,376	0,375	0,369	0,373
850	0,292	0,295	0,291	0,293	0,275	0,269	0,275	0,273	0,308	0,305	0,302	0,305
800	0,302	0,296	0,299	0,299	0,261	0,268	0,261	0,263	0,249	0,245	0,248	0,247
750	0,261	0,258	0,256	0,258	0,244	0,240	0,237	0,241	0,257	0,246	0,251	0,251
700	0,270	0,267	0,267	0,268	0,243	0,240	0,228	0,237	0,232	0,229	0,232	0,231
650	0,285	0,274	0,277	0,278	0,227	0,221	0,227	0,225	0,241	0,241	0,241	0,241
600	0,273	0,269	0,269	0,270	0,212	0,218	0,215	0,215	0,248	0,251	0,241	0,247
550	0,236	0,235	0,243	0,238	0,203	0,202	0,202	0,203	0,237	0,227	0,230	0,231
500	0,218	0,215	0,226	0,220	0,199	0,202	0,202	0,201	0,223	0,223	0,216	0,221
450	0,232	0,233	0,243	0,236	0,204	0,204	0,204	0,204	0,211	0,211	0,214	0,212
400	0,213	0,213	0,209	0,212	0,207	0,203	0,207	0,206	0,206	0,206	0,202	0,205
350	0,218	0,218	0,222	0,219	0,199	0,203	0,203	0,201	0,181	0,187	0,189	0,186
300	0,242	0,247	0,242	0,243	0,226	0,217	0,226	0,223	0,200	0,196	0,193	0,196
250	0,224	0,224	0,229	0,226	0,196	0,197	0,201	0,198	0,182	0,169	0,174	0,175
200	0,207	0,213	0,207	0,209	0,196	0,179	0,200	0,192	0,172	0,172	0,176	0,173

Tabulka 14: Poddajnosť stanovená analyticko-empirickou metódou – 3. postup

Délka katétru l [mm]	Poddajnosť $C_d \cdot 10^{-14}$ [m ⁵ · N ⁻¹]											
	1. katétr				2. katétr				3. katétr			
	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$	1. pokus	2. pokus	3. pokus	$\overline{C_d}$
1250	4,53	4,60	4,50	4,54	5,72	5,62	5,70	5,68	4,71	5,17	4,74	4,87
1200	4,47	4,42	4,48	4,46	5,12	5,01	5,03	5,05	4,74	4,63	4,59	4,65
1150	4,11	4,14	4,14	4,13	4,59	4,63	4,62	4,62	3,70	3,65	3,61	3,65
1100	2,69	2,53	2,75	2,66	3,14	2,83	2,75	2,90	3,08	3,16	3,17	3,14
1050	2,72	2,72	2,70	2,71	2,34	2,81	2,97	2,71	2,91	2,91	3,05	2,96
1000	2,52	2,37	2,29	2,39	2,18	2,07	2,11	2,12	2,73	2,72	2,72	2,72
950	2,35	2,44	2,35	2,38	2,10	2,06	2,21	2,13	2,77	2,76	2,83	2,79
900	2,02	1,84	1,98	1,94	1,98	2,16	2,20	2,11	3,15	3,28	3,17	3,20
850	1,97	1,92	2,04	1,98	2,39	2,41	2,25	2,35	2,58	2,58	2,51	2,55
800	2,54	2,33	2,43	2,43	2,43	2,23	2,53	2,40	2,41	2,57	2,71	2,56
750	2,93	2,90	2,74	2,85	2,62	2,64	2,64	2,63	2,40	1,88	2,39	2,22
700	3,07	3,06	2,90	3,01	3,33	3,27	3,07	3,22	1,86	1,92	1,84	1,88
650	3,05	3,14	3,18	3,12	3,16	3,10	3,21	3,15	1,79	1,69	1,80	1,76
600	2,86	3,00	2,94	2,94	2,76	2,96	2,84	2,85	1,43	1,58	1,49	1,50
550	3,65	3,81	3,62	3,69	2,31	2,52	2,48	2,44	1,99	1,97	2,12	2,03
500	4,09	3,95	3,98	4,01	2,53	2,64	2,58	2,58	2,44	2,44	2,61	2,50
450	2,79	2,76	3,10	2,88	2,06	2,11	2,05	2,07	2,48	2,51	2,53	2,51
400	2,80	2,80	2,77	2,79	1,67	1,72	1,69	1,69	2,50	2,49	2,37	2,45
350	3,03	2,95	3,16	3,05	2,11	2,13	2,34	2,19	3,21	4,08	3,28	3,52
300	2,35	2,21	2,36	2,31	3,48	3,25	3,29	3,34	4,87	4,75	4,22	4,61
250	3,52	3,86	3,66	3,68	2,48	2,37	2,71	2,52	2,63	2,28	2,53	2,48
200	1,80	1,89	2,18	1,96	1,99	4,04	3,65	3,23	1,15	0,71	2,06	1,31

Tabulka 15: Porovnání postupů identifikace poddajnosti

Délka katétru l [mm]	Poddajnost $\overline{C_d} \cdot 10^{-14}$ [$m^5 \cdot N^{-1}$]								
	1. katétr			2. katétr			3. katétr		
	1. postup	2. postup	3. postup	1. postup	2. postup	3. postup	1. postup	2. postup	3. postup
1250	14,0	1,47	4,54	22,0	1,47	5,68	16,4	1,46	4,87
1200	19,8	1,00	4,46	27,3	0,936	5,05	23,5	0,923	4,65
1150	17,8	0,961	4,13	24,8	0,859	4,62	17,9	0,744	3,65
1100	13,7	0,517	2,66	23,9	0,354	2,90	17,1	0,578	3,14
1050	18,5	0,398	2,71	22,2	0,332	2,71	14,8	0,591	2,96
1000	16,5	0,348	2,39	16,0	0,281	2,12	15,1	0,489	2,72
950	19,9	0,284	2,38	16,7	0,271	2,13	15,6	0,500	2,79
900	13,0	0,292	1,94	16,9	0,265	2,11	27,4	0,373	3,20
850	13,3	0,293	1,98	20,3	0,273	2,35	21,4	0,305	2,55
800	19,8	0,299	2,43	21,9	0,263	2,40	26,6	0,247	2,56
750	31,6	0,258	2,85	28,8	0,241	2,63	19,9	0,251	2,22
700	33,8	0,268	3,01	43,8	0,237	3,22	15,2	0,231	1,88
650	35,1	0,278	3,12	44,2	0,225	3,15	12,9	0,241	1,76
600	31,9	0,270	2,94	37,9	0,215	2,85	9,1	0,247	1,50
550	57,3	0,238	3,69	29,4	0,203	2,44	17,8	0,231	2,03
500	73,1	0,220	4,01	33,2	0,201	2,58	28,3	0,221	2,50
450	35,2	0,236	2,88	21,0	0,204	2,07	29,7	0,212	2,51
400	36,8	0,212	2,79	13,9	0,206	1,69	29,4	0,205	2,45
350	42,3	0,219	3,05	24,0	0,201	2,19	67,6	0,186	3,52
300	21,9	0,243	2,31	50,0	0,223	3,34	108,8	0,196	4,61
250	60,1	0,226	3,68	32,1	0,198	2,52	35,2	0,175	2,48
200	18,5	0,209	1,96	59,3	0,192	3,23	11,6	0,173	1,31

Příloha D: Obsah CD

- Diplomová práce. pdf

- Výsledky měření:
 - 1experiment
 - 2experiment

- Zdrojové kódy:
 - fft_hpbm.m (stanovení a analýza frekvenční charakteristiky)
 - first_experiment.m (analýza signálů z prvního experimentu)
 - hpbm.m (algoritmus „Half-power bandwidth method“)
 - ident_par.m (identifikace parametrů systému)
 - inverse_filter.m (stanovení inverzního filtru)
 - second_experiment.m (analýza signálů z druhého experimentu)
 - step_processing.m (zpracování signálů z druhého experimentu)
 - sweep_processing.m (zpracování signálů z prvního experimentu)
 - tfest_damp_hpbm.m (vypočet a analýza frekvenčního přenosu)
 - use_filter.m (použití inverzního filtru)
 - webster_method.m (stanovení vlastní frekvence a poměrného útlumu)