



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Návrh a realizace modelu respirační
soustavy s limitací expiračního průtoku**

**Design and realization of the respiratory
system model with expiratory flow limitation**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Lukáš Konupka

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Václav Ort

Kladno 2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Lukáš Konupka**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Návrh a realizace modelu respirační soustavy s limitací expiračního průtoku**
Téma anglicky: Design and realization of the respiratory system model with expiratory flow limitation

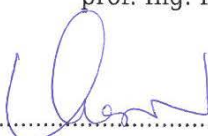
Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Navrhněte laboratorní model respiračního systému umožňující sledovat vliv limitace expiračního průtoku na vznik tlakových gradientů mezi středními tlaky v alveolárním prostoru a na vstupu do dýchacích cest při HFOV. Model realizujte a ověřte. Pomocí modelu poté porovnejte vliv limitace expiračního průtoku s dalšími v literatuře popisovanými vlivy na vznik dynamické hyperinflace.

Seznam odborné literatury:

- [1] Solway J., Rossing TH., Saari AF., Expiratory flow limitation and dynamic pulmonary hyperinflation during high-frequency ventilation, *Journal of Applied Physiology*, ročník 60, číslo 6, 1986, 2071-8 s.
- [2] Tantucci C., Expiratory Flow Limitation Definition, Mechanisms, Methods, and Significance, *Pulmonary Medicine*, ročník 2013, 2013
- [3] Lumb AB., *Nunn's Applied Respiratory Physiology*, ed. 7, Elsevier, 2010, ISBN 978 0 7020 2996 7

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Ing. Václav Ort
Konzultant: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Návrh a realizace modelu respirační soustavy s limitací expiračního průtoku vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

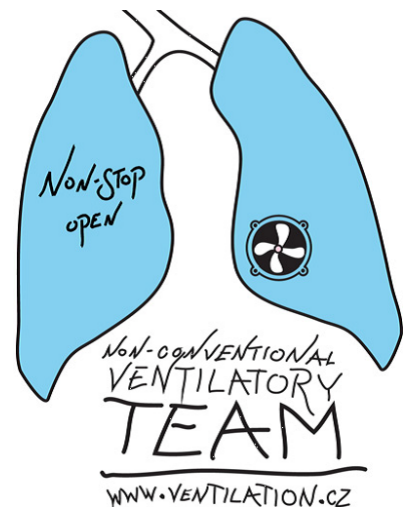
Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně

.....

Lukáš Konupka

Poděkování



Tímto bych rád poděkoval svému vedoucímu Ing. Vašku Ortovi za jeho obětavou pomoc, čas, metodické vedení a cenné rady, které mi poskytoval po celou dobu řešení mé bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval také členům Týmu nekonvenční umělé plicní ventilace na KBT FBMI, kteří svými připomínkami přispěli ke zdárnému konci práce.

Tato bakalářská práce byla podpořena grantem SGS16/258/OHK4/3T/17 – Metody zpracování a analýzy dat v urgentní medicíně.

ABSTRAKT

Návrh a realizace modelu respirační soustavy s limitací expiračního průtoku

Dynamická hyperinflace a limitace expiračního průtoku jsou dva nežádoucí stavy, které mohou vznikat při vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Není jisté, jestli dynamická hyperinflace vzniká jen díky vlivu limitace expiračního průtoku, nebo může vzniknout díky jiným vlivům.

Cílem práce bylo navrhnout a realizovat modely respirační soustavy, které umožní sledovat vliv limitace expiračního průtoku na vznik tlakových gradientů mezi tlaky v alveolárním prostoru a na vstupu do dýchacích cest při vysokofrekvenční oscilační ventilaci.

Nejprve byly vyrobeny celkem tři typy různých modelů dýchacích cest a následně bylo ověřeno, že jejich skutečná závislost průtoku na tlakové diferenci odpovídá průběhu předpokládanému. Následně byl srovnán vliv jednotlivých modelů na vznik a velikost dynamické hyperinflace. Měřením a následnou analýzou bylo zjištěno, že největší vliv na dynamickou hyperinflaci mají modely s limitací expiračního průtoku.

Klíčová slova

hyperinflace, dynamická hyperinflace, limitace expiračního průtoku, vysokofrekvenční oscilační ventilace

ABSTRACT

Design and realization of the respiratory system model with expiratory flow limitation

Dynamic hyperinflation and expiratory flow limitation are two undesirable conditions that can occur during high frequency oscillatory ventilation. It is not certain whether dynamic hyperinflation arises simply because of the influence of expiratory flow limitation, or can arise from other influences.

The aim of the work was to design and implement models of the respiratory system that allow to monitor the influence of expiratory flow limitation on pressure gradients between pressures in the alveolar space and at the entrance to the airways at high frequency oscillatory ventilation.

First, a total of three types of different airway models were produced, and then verified that their actual dependence of the flow on the differential pressure corresponds to the predicted course. Subsequently, the influence of individual models on the origin and size of dynamic hyperinflation was compared. Measurement and subsequent analysis revealed that the greatest influence on dynamic hyperinflation have models with expiratory flow limitation.

Keywords

hyperinflation, dynamic hyperinflation, expiratory flow limitation, high frequency oscillatory ventilation

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
Seznam obrázků	9
Použité jednotky a značení	11
1 Úvod	12
1.1 HFOV.....	12
1.2 Limitace expiračního průtoku.....	13
1.3 Dynamická hyperinflace.....	14
1.4 Modely respirační soustavy.....	15
1.5 Cíle práce.....	15
2 Metody	17
2.1 Výroba sady rezistorů.....	17
2.1.1 Výroba rezistoru s EFL.....	18
2.1.2 Výroba rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$	21
2.1.3 Výroba rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$	23
2.2 Ověření rezistorů.....	24
2.2.1 Ověření rezistorů s EFL.....	24
2.2.2 Ověření rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$ a rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$	28
2.3 Srovnání na ventilátoru.....	29
3 Výsledky	31
4 Diskuse	39
5 Závěr	41
Použitá literatura	42
Příloha A: Návod na výrobu rezistorů	44
Příloha B: Vyrobene sady rezistorů	46
Příloha C: Konverze jednotek	49
Příloha D: Obsah příloženého CD	50

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
mP_{aw}	cm H ₂ O	Střední tlak v alveolech
P_{alv}	cm H ₂ O	Tlak v alveolech
P_{aw}	cm H ₂ O	Tlak v dýchacích cestách
P_{crit}	cm H ₂ O	Kritický tlak
P_{dif}	cm H ₂ O	Tlaková diference (měřeno před a za rezistorem)
Q	L/s	Průtok
Q_{crit}	L/s	Průtok v bodě kritického tlaku
R_{exp}	cm H ₂ O·s/L	Rezistance dýchacích cest v expiriu
R_{insp}	cm H ₂ O·s/L	Rezistance dýchacích cest v inspiriu

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
ARDS	Syndrom akutní dechové tísně (<i>Acute respiratory distress syndrome</i>)
DH	Dynamická hyperinflace (<i>Dynamic hyperinflation</i>)
EFL	Limitace průtoku během expiria (<i>Expiratory Flow Limitation</i>)
FRC	Funkční reziduální kapacita plic (<i>Functional residual capacity</i>)
HFOV	Vysokofrekvenční oscilační ventilace (<i>High frequency oscillatory ventilation</i>)
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
PEEP	Pozitivní tlak v dýchacích cestách na konci expiria (<i>Positive End-Expiratory Pressure</i>)
PEEPi	Intrinsický (vnitřní) PEEP (<i>intrinsic PEEP</i>)
UPV	Umělá plicní ventilace

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Graf znázorňující předpokládané průběhy závislosti průtoku na tlakové diferenci před a za rezistorem.	17
Obr. 2.2: Schéma vyrobeného rezistoru s EFL.	18
Obr. 2.3: Rezistor s EFL v inspiračním směru. Rezistor s EFL v expiračním směru. Elektroakustická analogie vyrobeného rezistoru s EFL.	18
Obr. 2.4: Graf znázorňující předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci pro vyrobený rezistor s EFL.	19
Obr. 2.5: Několik vyrobených rezistorů s EFL o různých délkách a průměrech.	20
Obr. 2.6: Detail průřezu vyrobených rezistorů s EFL. Detail průřezu zúžení.	20
Obr. 2.7: Schéma rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ s jednocestným ventilem umístěným v jednom rameni.	21
Obr. 2.8: Elektroakustická analogie vyrobeného rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$	21
Obr. 2.9: Graf znázorňující předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci pro vyrobený rezistor $R_{exp} > R_{insp}$	22
Obr. 2.10: Vyrobený model rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ s jednocestným ventilem.	22
Obr. 2.11: Elektroakustická analogie vyrobeného rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$	23
Obr. 2.12: Graf znázorňující předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci pro vyrobený rezistor $R_{exp} = R_{insp}$	23
Obr. 2.13: Měřicí komora vyrobená z prázdné PET lahve.	24
Obr. 2.14: Schéma měření v inspiračním směru.	25
Obr. 2.15: Schéma měření v expiračním směru.	26
Obr. 2.16: Zapojení celé měřicí soustavy.	27
Obr. 2.17: Schéma měření rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$ ve směru inspira.	28
Obr. 2.18: Schéma měření rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$	28
Obr. 2.19: Obecné schéma měření všech vyrobených rezistorů na ventilátoru.	29
Obr. 2.20: Detailní schéma měření vyrobených rezistorů s EFL na ventilátoru.	29
Obr. 2.21: Měřicí aparatura – zapojení ventilátoru, rigidní nádoby, tlakoměru a počítače.	30
Obr. 3.1: Všechny vyrobené rezistory s EFL.	31
Obr. 3.2: Příklad vyrobené sady rezistorů A.	31

Obr. 3.3: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady A.	33
Obr. 3.4: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady B.	34
Obr. 3.5: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady C.	34
Obr. 3.6: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady D.	35
Obr. 3.7: Graf závislosti tlakové diference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů A.	36
Obr. 3.8: Graf závislosti tlakové diference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů B.	36
Obr. 3.9: Graf závislosti tlakové diference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů C.	37
Obr. 3.10: Graf závislosti tlakové diference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů D.	37
Obr. I: Vyrobená sada rezistorů A.	46
Obr. II: Vyrobená sada rezistorů B.	46
Obr. III: Vyrobená sada rezistorů C.	47
Obr. IV: Vyrobená sada rezistorů D.	48

Použité jednotky a značení

V následujícím textu jsem pro tlak používal jednotku centimetr vodního sloupce (cm H₂O), která nepatří mezi základní jednotky soustavy SI, ale v klinické praxi je tato jednotka pro uvádění tlakových ventilačních parametrů a měřených tlaků nejčastěji používaná.

Ventilační tlaky jsou vztahovány k atmosférickému tlaku. I když je atmosférický tlak 760 mm Hg nebo 1034 cm H₂O (1 mm Hg = 1,36 cm H₂O) na hladině moře, atmosférický tlak je daný jako 0 cm H₂O. Například nárůst tlaku v dýchacích cestách (P_{aw}) o +20 cm H₂O během pozitivního tlaku při inspiriu tlak ve skutečnosti vzrůstá z hodnoty 1034 cm H₂O na hodnotu 1054 cm H₂O. Pro lepší orientaci ve změně měřených tlaků je proto udáván pouze rozdíl hodnot [1].

Pro označení litrů jsem používal symbol velké „L“, které je jednak používané v anglosaské literatuře a jednak preferované v zahraniční literatuře zabývající se respirační péčí. Důvodem je velice snadná záměna symbolu „l“ (malé písmeno L) za symbol „1“ (číslice jedna), což může zhoršit čitelnost textu.

1 Úvod

Umělá plicní ventilace (UPV) představuje způsob dýchání, při němž mechanický přístroj částečně či úplně nahrazuje spontánní dýchání pacienta. K mechanické ventilaci se přistupuje tehdy, pokud pacient není schopen udržovat efektivitu ventilace potřebnou k výměně plynů (oxygenace a eliminace oxidu uhličitého). Důvody použití UPV jsou různé, mohou to být například fyziologické změny (poškození plicního parenchymu), nemoci, chirurgické zákroky a mnoho dalších příčin (úraz hlavy, předávkování drogami). Tyto různé příčiny mohou mít následky vedoucí k selhání ventilace (selhání vylučování oxidu uhličitého) či k selhání oxygenace (selhání okysličování krve) [2].

1.1 HFOV

Vzhledem k tomu, že jsem svůj vyrobený model navrhoval pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci, zaměřil jsem se více na tuto metodu.

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (high frequency oscillatory ventilation – HFOV) patří mezi nekonvenční ventilační metody, jejíž hlavním cílem je minimalizovat vznik plicního poranění díky použití extrémně malých dechových objemů při vysoké frekvenci [1].

Dechové objemy u dospělých se pohybují na úrovni 1–2 mL/kg celkové hmotnosti. Frekvence oscilací u dospělých se pohybuje kolem 3–6 Hz (1 Hz = 60 cyklů/min, tedy 180 až 360 cyklů/min). U dětí, především v neonatologii, se užívá frekvencí podstatně vyšších, kolem 10–40 Hz (tedy 600 až 2400 cyklů/min) [3].

Ventilátor v této studii (SensorMedics 3100A pro neonatální pacienty a SensorMedics 3100B pro dospělé), je založen na dýchacím okruhu s trvalým prouděním plynů. Kontinuální proudění (bias flow) je přiváděné před oscilující membránovou jednotku, která mu dodává energii. Za touto jednotkou má proudění oscilační charakteristiku. Jedná se o aktivní inspirium (přetlak vůči plicnímu prostoru) i expirium (podtlak vůči plicnímu prostoru) [3].

Mezi základní nastavitelné parametry na HFOV ventilátorech jsou: amplituda (ΔP), frekvence, střední tlak v dýchacích cestách (mP_{aw}), inspirační bias flow, procentuální čas inspirace. Ventilace může být zvýšena tím, že snížíme frekvenci oscilací, zvýšením amplitudy oscilací, zvýšením inspiračního času nebo zvýšením bias flow [2].

Vysokofrekvenční oscilační ventilace je tradičně používána u novorozenců, pokud konvenční ventilace selže v zajištění adekvátní ventilace nebo oxygenace. V současné době se HFOV úspěšně využívá k léčbě akutního respiračního selhání u dospělých pacientů, v některých případech k léčbě ARDS, CHOPN a pneumonie [2].

Schopnost HFOV okysličovat krev není tak dobrá jako u ostatních metod, což často vyžaduje použití vysokých hodnot PEEP (až 15 cm H₂O). Navíc bylo dokázáno, že HFOV způsobuje hyperinflaci alveol. V kombinaci s vysokým PEEP může dojít k ohrožení srdečního výdeje a vést tak ke zvýšení rizika vzniku barotraumatů [2].

1.2 Limitace expiračního průtoku

Limitace expiračního průtoku (Expiratory flow limitation – EFL) je stav, kdy expirační průtok plynu již nemůže být zvýšen a je za stávajících podmínek maximální. Termín EFL tudíž jednoduše vyjadřuje neschopnost nadále zvýšit expirační průtok tím, že se zvýší pleurální (a tedy i alveolární) tlak při daném plicním objemu [4]. Jinými slovy, EFL nastává, když po dosažení vrcholu expiračního průtoku již nemůže být průtok zvýšen, i když se bude zvyšovat expirační snaha dýchacích svalů [5].

Detekce EFL klasicky probíhá analýzou křivky objem/průtok. Limitace expiračního průtoku je přítomná, pokud se expirační průtok nemění navzdory zvyšujícímu se pleurálnímu tlaku, nebo pokud snížení hodnoty PEEP v průběhu dechového cyklu nevede ke zvýšení expiračních průtokových rychlostí [6]. Nedávno byla představena nová metoda detekující EFL, tzv. NEP metoda (Negative expiratory pressure – záporný expirační tlak) [7]. Tato metoda spočívá v aplikování malého záporného expiračního tlaku během expirace, čímž zvětší tlakový gradient mezi alveoly a dýchacími cestami. Pokud se během této aplikace zvýší expirační průtok, EFL není přítomné. Limitace expiračního průtoku je naopak přítomná, pokud se expirační průtok nezvýší po celou dobu trvání expiračního cyklu nebo alespoň v jeho části [4].

Mnoho faktorů, ať už samotných či jejich kombinace, může být příčinou EFL. Mezi nejvíce závažné patří obstrukce dýchacích cest a postavení těla (pozice vleže nebo vsedě) [4].

Obecně se EFL vyskytuje jak u normálních subjektů, tak u pacientů s respiračními chorobami. Může se vyskytovat během klidového dýchání u pacientů s CHOPN a pacientů s astmatem [4].

Limitace expiračního průtoku podněcuje dynamickou hyperinflaci (DH) prodloužením času, který potřebuje respirační systém, aby dosáhl svého relaxačního objemu během expiračního cyklu [4].

1.3 Dynamická hyperinflace

Dynamická hyperinflace je stav, kdy je vyprazdňování plic při expiriu zpomalené a výdech je přerušen další snahou o nádech ještě předtím, než pacient dosáhl statického rovnovážného objemu (funkční reziduální kapacity plic – FRC). Díky neúplnému výdechu dochází k hromadění plynu v plicích. Tento jev je ovlivňován dechovým objemem V_T , expiračním časem, rezistencí a poddajností [8].

Dynamická hyperinflace se vyskytuje během HFOV a je přisuzována asymetrii inspiračních a expiračních rezistancí [9]. Čas potřebný k vyrovnání tlaků mezi alveolárním prostorem a dýchacími cestami pacienta a tudíž k dokončení inspira nebo expira je určen časovou konstantou, která je dána poddajností a rezistencí respiračního systému. Expirační rezistance může být až čtyřnásobně větší než inspirační rezistance [10]. Díky většímu průtoku se do plic během inspira dostane větší objem plynu, naopak díky menšímu průtoku ven z plic se během expira dostane menší objem plynu. Tento jev se opakuje, dokud se tlak uvnitř plic P_{alv} nezvýší natolik, že zabraňuje průtoku plynu dovnitř plic. Od této chvíle je průtok plynu dovnitř i ven stejný (průtok je ustálený), ale stále je uvnitř plic větší tlak P_{alv} , který zabraňuje průtoku plynu dovnitř. Tento jev nastává díky rozdílným časovým konstantám v inspiračním a expiračním směru, což je způsobeno rozdílnými rezistencemi v obou směrech.

Rozdílné rezistance mohou být způsobeny obstrukcí dýchacích cest. Obstrukce vzniká, pokud je např. průměr dýchací cesty zúžen bronchokonstrikcí (zúžení průdušek), slizničním nebo intersticiálním edémem (otok sliznice či plic), vznikem hlenu v dýchacích cestách a (mezi pacienty s CHOPN) dynamickým kolapsem dýchacích cest během expira [8].

Důsledkem DH pro pacienty s obstrukcí dýchacích cest a následným hromaděním plynu v plicích je dýchání při vyšších plicních objemech (způsobeno hyperinflací), což vyžaduje větší inspirační snahu vyvážit napětí způsobené vyšším alveolárním tlakem P_{alv} a překonat elasticitu plic [11]. Dalšími důsledky dynamické hyperinflace jsou nárůst dechové práce, snížení efektivity činnosti dýchacího svalstva, zvýšení spotřeby kyslíku a produkce CO_2 , riziko oběhové nestability, riziko barotraumatů, riziko hypoventilace a riziko nesprávného měření a interpretace vybraných hemodynamických ukazatelů a parametrů plicní mechaniky [6].

S nárůstem dynamické hyperinflace narůstá hodnota endexpiračního alveolárního tlaku. Dochází ke vzniku tlakového gradientu mezi alveolárním tlakem na konci expira a tlakem na vstupu do dýchacích cest, tzv. intrinsického PEEP (PEEPi).

Detekce DH je založena na zjištění přítomnosti endexpiračního průtoku plynů na křivce čas/průtok. V praxi je často sledován stupeň dynamické hyperinflace nepřímo měřením hodnoty PEEPi [6].

Dynamická hyperinflace je podněcována limitací expiračního průtoku prodloužením času, který potřebuje respirační systém, aby dosáhl svého relaxačního objemu během expira. Dynamické hyperinflaci se lze vyhnout, pokud expirační čas potřebný k dosažení relaxačního objemu bude dostatečně dlouhý [4]. U většiny pacientů s astmatem a CHOPN se DH objevuje během mechanické ventilace, nicméně může se vyskytnout i bez limitace expiračního průtoku [6].

1.4 Modely respirační soustavy

Abychom mohli simulovat chování dýchací cesty, je nutné nejprve navrhnout a vyrobit její model, ať už teoretický, elektrický či v našem případě fyzický. Předpokladem pro vznik dynamické hyperinflace je asymetrie inspiračních a expiračních rezistancí.

Základem je model s pevnými asymetrickými rezistancemi v inspiriu a expiriu ($R_{\text{exp}} > R_{\text{insp}}$) [9], [12]. Rezistance jsou neměnné, expirační rezistance může být až čtyřikrát větší než inspirační [10]. Dalším modelem je model s limitací expiračního průtoku (R_{EFL}), který má rezistance také asymetrické. V expiračním směru je na rozdíl od základního modelu rezistance navíc závislá na velikosti alveolárního tlaku P_{alv} . Pokud se tlak P_{alv} zvětšuje, zvětšuje také rezistanci modelu.

Ve své práci jsem se zaměřil hlavně na model s limitací expiračního průtoku.

1.5 Cíle práce

Cílem práce je navrhnout a zkonstruovat model respiračního systému, který umožňuje sledovat vliv limitace expiračního průtoku na vznik tlakových gradientů mezi středními tlaky v alveolárním prostoru a na vstupu do dýchacích cest při HFOV.

Hlavní cíle práce:

- **Návrh a realizace modelů respirační soustavy**

Cílem tohoto hlavního bodu je zkonstruovat tři typy rezistorů – dva různé typy, které mají větší rezistanci v expiriu a budou tak limitovat průtok plynu a jeden typ, který průtok plynu v expiriu nelimituje, jen bude sloužit ke srovnání, jak se chová model bez limitace.

 - Konstrukce rezistorů s limitací expiračního průtoku (R_{EFL})
 - Konstrukce rezistorů s větší expirační rezistancí ($R_{\text{exp}} > R_{\text{insp}}$)
 - Konstrukce rezistorů se stejnou inspirační i expirační rezistancí ($R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$)

- **Ověření modelů respirační soustavy**

Cílem ověření vyrobených modelů respirační soustavy (jednotlivých typů rezistorů) bude naměřit průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci a rozhodnout, zda-li se vyrobené rezistory chovají tak, jak bylo očekáváno dle teorie.

- **Srovnání modelů rezistorů na vznik DH**

Posledním cílem je vyrobené typy rezistorů připojit k ventilátoru a porovnat, která z nastavení na ventilátoru mají největší vliv na dynamickou hyperinflaci.

2 Metody

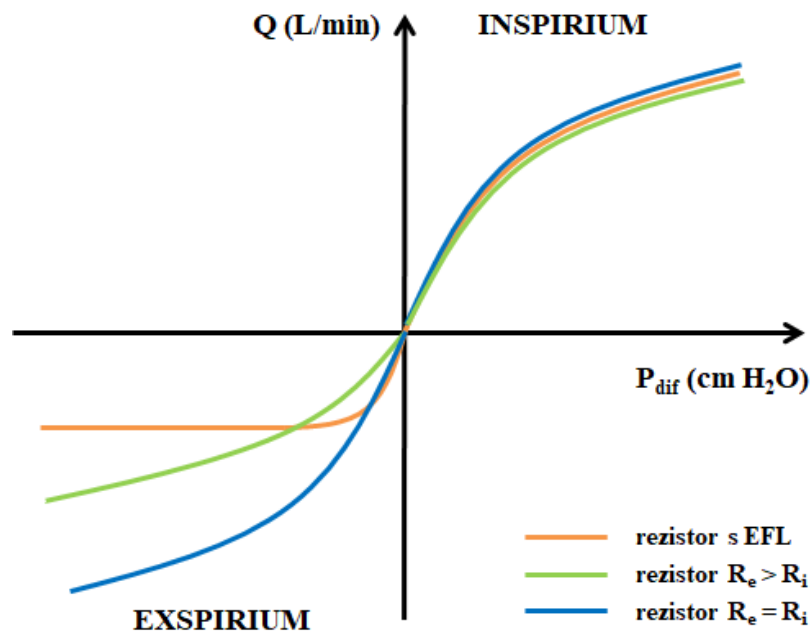
Následující kapitola se bude zabývat výrobou modelů respirační soustavy, jejich ověřováním a srovnáním jejich vlivu na dynamickou hyperinflaci (DH) při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV).

Naměřená data byla zpracovávána pomocí programu MS Excel formou tabulek a grafů.

2.1 Výroba sady rezistorů

Sada různých rezistorů (modelů dýchacích cest), jejichž výroba je popsána níže, sloužila k simulaci větší rezistance v expiriu. V literatuře jsou jako důvod vzniku DH popisovány modely respirační soustavy s EFL (limitace expiračního průtoku) a s rozdílnou rezistancí v inspiriu a expiriu ($R_{exp} > R_{insp}$). Pro srovnání byl navíc přidán model se stejnou rezistancí v inspiriu a expiriu ($R_{exp} = R_{insp}$).

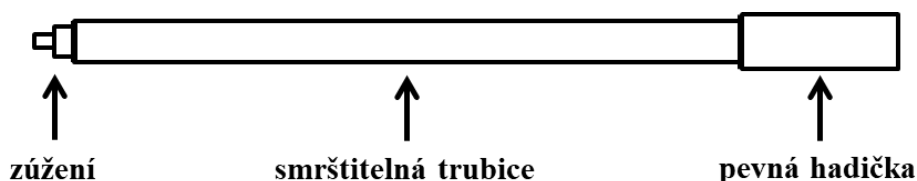
Cílem bylo vytvořit rezistory s téměř identickým průběhem závislosti průtoku na tlaku v inspiračním směru z důvodu srovnatelnosti vlivu různých druhů rezistorů. Rozdílné rezistory se lišily průběhem průtoku na tlaku pouze v expiračním směru dle typu rezistoru (viz. Obr. 2.1).



Obr. 2.1: Graf znázorňující předpokládané průběhy závislosti průtoku na tlakové diferencii před a za rezistorem. Vyrobené rezistory mají tento průběh téměř identický v inspiračním směru, aby bylo možné porovnat, nakolik jsou schopné limitovat průtok ve směru expiračním. Pro srovnání, jak by se choval model bez limitace průtoku, slouží rezistor se stejnou inspirační a expirační rezistancí $R_{exp} = R_{insp}$.

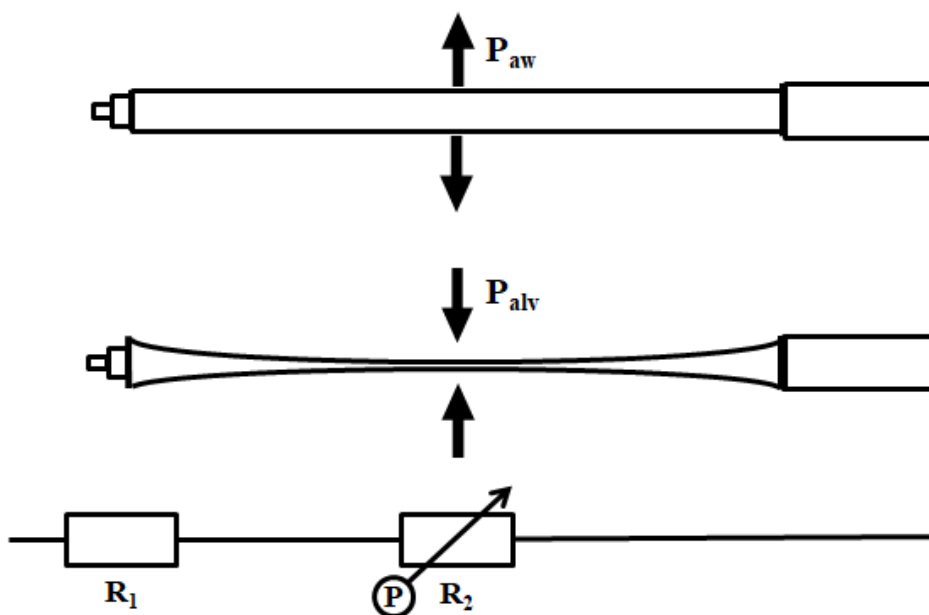
2.1.1 Výroba rezistoru s EFL

Rezistor s EFL byl vyroben z tuhé gumové hadičky, která sloužila jako pevná část pro připojení zdroje stlačeného vzduchu, měřiče průtoku či tlakoměru. Střední část byla zhotovena ze smrštitelné plastové trubice, která se obvykle používá jako obnova poškozené izolace elektrických kabelů. Její výhoda je velká poddajnost stěn trubičky. Poslední částí je zúžení skládající se z krátkých gumových hadiček o různých průměrech zapadajících do sebe. Vyroběné zúžení se nasazovalo na smrštitelnou trubičku. Schéma vyrobeného rezistoru s EFL je znázorněno na Obr. 2.2.



Obr. 2.2: Schéma vyrobeného rezistoru s EFL.

Celou soustavu lze nahradit pomocí elektroakustické analogie modelem odporového děliče s jedním pevným (v akustice parabolickým) a jedním proměnlivým rezistorem (viz Obr. 2.3 dole). V našem případě jde o sériové spojení dvou různých odporů (zúžení a smrštitelná trubice). Při sériovém spojení je výsledný odpor dán součtem jednotlivých odporů. Zvětší-li se jeden z odporů, zvětší se tak celkový odpor soustavy.

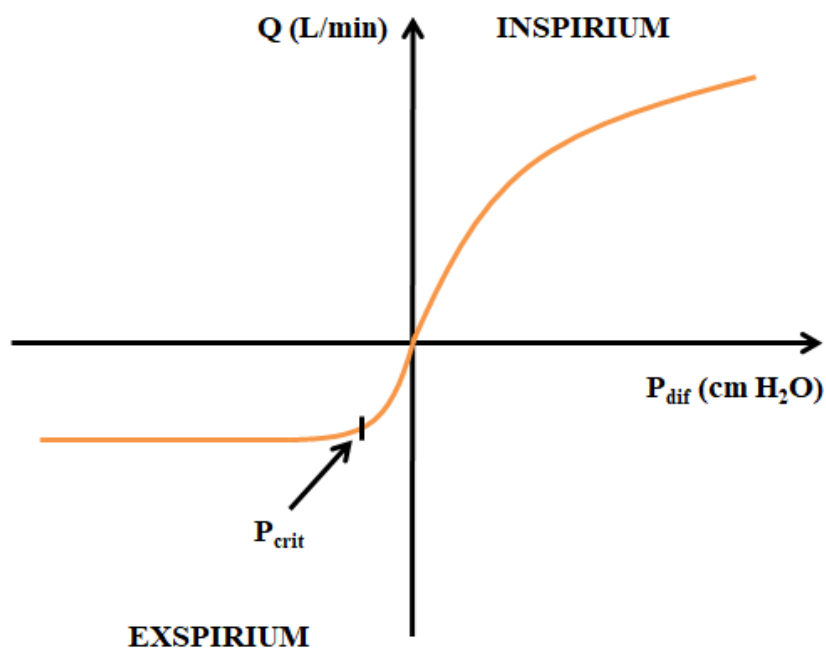


Obr. 2.3: Nahoře: rezistor s EFL v inspiračním směru – malá rezistance. Uprostřed: rezistor s EFL v expiračním směru – trubice se uzavírá díky působení okolního tlaku P_{alv} , velká rezistance. Dole: elektroakustická analogie vyrobeného rezistoru s EFL. Proměnný odpor je závislý na tlakové diferenci uvnitř a vně smrštitelné trubice.

Proměnný odpor R_2 (smrštitelná trubice) je závislý na tlakové diferenci měřené před trubicí a mimo trubici (v obrázku naznačeno znakem P v kroužku u šipky proměnlivého rezistoru). Pro expirium platí, že čím větší je tlaková diference, tím více se trubice smršťuje, zvětšuje svůj odpor a snižuje tím průtok plynu.

Pevný odpor R_1 (zúžení) je vložen na konec trubice z důvodu, aby v inspiriu působil jak odpor srovnatelný se stejnou charakteristikou průtoku na tlakové diferenci jako odpor $R_{exp} = R_{insp}$ a v expiriu naopak napomáhal ke smrštění trubice způsobením tlakové diference mezi vnitřním prostorem modelu plic (vně smrštitelné hadičky) a vnitřním prostorem smrštitelné hadičky (viz. Obr. 2.3). V inspiriu zúžení snižuje průtok plynu do nádoby (plic), tím zvyšuje tlak P_{aw} v trubici a napomáhá k jejímu rozevření. V expiriu zúžení snižuje průtok plynu z nádoby (plic), tím zvyšuje tlak P_{alv} uvnitř modelu a napomáhá k jejímu smrštění. Čím větší je zúžení, tím na něm vzniká větší tlakový gradient a tím více se model uzavírá.

Předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci vyrobeného rezistoru s EFL je znázorněn na Obr. 2.4. V inspiračním i expiračním směru je průběh parabolický, avšak v expiračním směru je průběh po dosažení kritického tlaku P_{crit} konstantní.

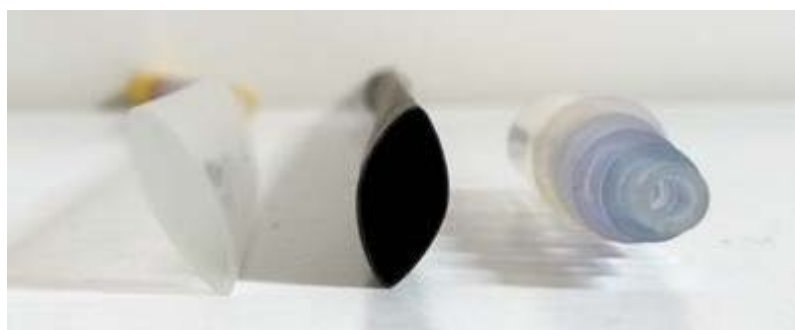


Obr. 2.4: Graf znázorňující předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci pro vyrobený rezistor s EFL. V expirační části je po dosažení tlaku P_{crit} průběh konstantní.

Příklad vyrobených rezistorů s EFL a vyrobeného zúžení je znázorněn na Obr. 2.5, jejich průřezy jsou znázorněny na Obr. 2.6. Tyto rezistory vyrobené ze smrštitelné plastové trubice mají tenkou poddajnou stěnu a navíc jsou na dvou stranách přehnuté, což napomáhá k jejich smrštění při expiriu.



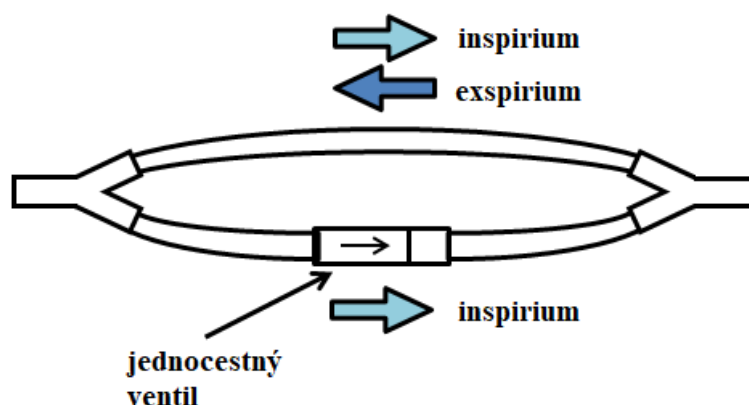
Obr. 2.5: Několik vyrobených rezistorů s EFL o různých délkách a průměrech. Dole: zúžení složené z gumových hadiček o různých průměrech.



Obr. 2.6: Vlevo a uprostřed: Detail průřezu vyrobených rezistorů s EFL. Vpravo: Detail průřezu zúžení vyrobeného z gumových hadiček zapadajících do sebe.

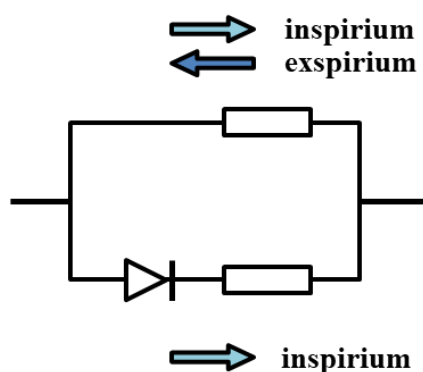
2.1.2 Výroba rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$

Dalším vyrobeným modelem byl rezistor $R_{exp} > R_{insp}$, což znamená, že v exspirii působí větší rezistance než v inspirii. Literatura uvádí, že expirační rezistance může být až čtyřnásobně větší než inspirační rezistance [10]. Rezistor $R_{exp} > R_{insp}$ byl sestaven pomocí dvou rozdvojek tvaru Y spojených tuhými gumovými hadičkami (dvě ramena). V jednom rameni byl umístěn jednocestný ventil, který zaručoval požadovanou větší expirační rezistanci. Schéma vyrobeného rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ je znázorněno na Obr. 2.7.



Obr. 2.7: Schéma rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ s jednocestným ventilem umístěným v jednom rameni. Při inspirii prochází vzduch oběma rameny a rezistance je tak menší. Naopak při exspirii prochází vzduch pouze volným ramenem (bez jednocestného ventilu), tudíž je rezistance větší.

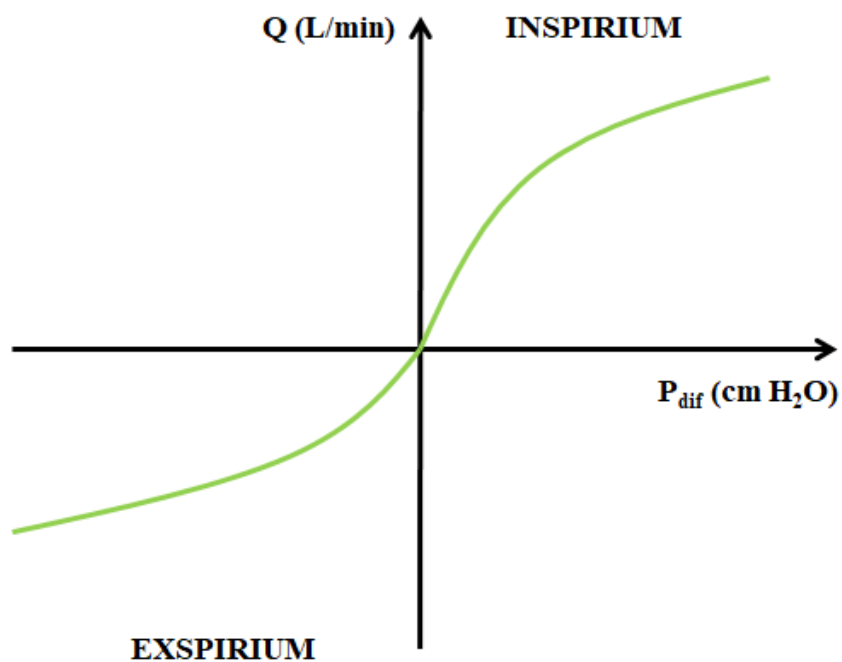
Celou soustavu lze nahradit pomocí elektroakustické analogie jednobranem zobrazeným na Obr. 2.8.



Obr. 2.8: Elektroakustická analogie vyrobeného rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$. Namísto jednocestného ventilu slouží dioda. Inspirium probíhá oběma rameny zároveň, exspirium pouze jedním.

Předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci vyrobeného rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ je znázorněn na Obr. 2.9. V inspiračním i expiračním směru je průběh parabolický, avšak v expiračním směru je průběh více položený k ose x, což znamená menší průtok než v inspiriu při srovnatelném tlaku.

Příklad vyrobeného rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ je znázorněn na Obr. 2.10.



Obr. 2.9: Graf znázorňující předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci pro vyrobený rezistor $R_{exp} > R_{insp}$. V inspiračním i expiračním směru je průběh parabolický, avšak v expiračním směru je průběh více položený k ose x.



Obr. 2.10: Vyrobený model rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ s jednocestným ventilem. Bílá šipka značí směr propustnosti ventilu (inspirium).

2.1.3 Výroba rezistoru $R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$

Rezistor $R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$ je v podstatě jakákoliv hadice, protože má stejnou hodnotu odporu v obou směrech – v inspiračním i v expiračním. Tento rezistor slouží pro srovnání, jak by se choval model bez zkoumaných vlivů (EFL, $R_{\text{exp}} > R_{\text{insp}}$).

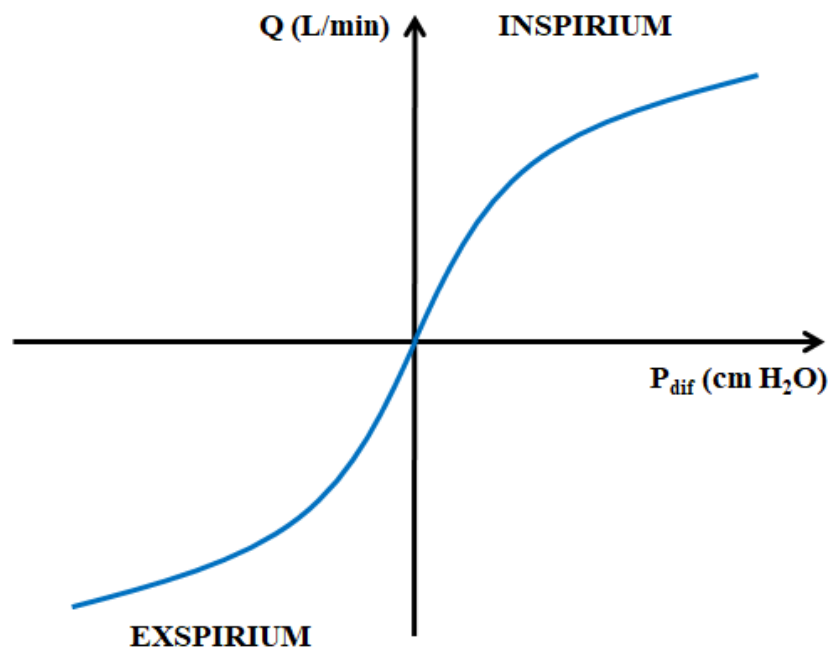
Hadici lze použít libovolnou, k našim potřebám jsem použil endotracheální trubice Curity o velikostech 6, 7 a 9.

Rezistor $R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$ lze nahradit pomocí elektroakustické analogie následujícím modelem (viz. Obr. 2.11).



Obr. 2.11: Elektroakustická analogie vyrobeného rezistoru $R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$. Rezistance je totožná pro inspirium i expirium.

Předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci vyrobeného rezistoru $R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$ je znázorněn na Obr. 2.12. V inspiračním i v expiračním směru je průběh parabolický, zcela identický.



Obr. 2.12: Graf znázorňující předpokládaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci pro vyrobený rezistor $R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$. V inspiračním i v expiračním směru je průběh parabolický, zcela identický.

2.2 Ověření rezistorů

Následující kapitola se zabývá ověřením, zdali vyrobené rezistory mají požadovaný průběh závislosti průtoku na tlakové diferencii. Ověřování probíhalo primárně pro rezistory s EFL, ale byly ověřeny také ostatní rezistory, abychom získali jejich skutečné charakteristiky.

2.2.1 Ověření rezistorů s EFL

Aby rezistory s EFL díky jejich smrštitelné trubici správně fungovaly a bylo možné je ověřit, bylo nutné je uzavřít do měřicí komory. Komora byla vyrobena z prázdné PET lahve o objemu 2 litry, která má namísto uzávěru průchodku. Touto průchodkou se dovnitř lahve vloží vyrobený rezistor s EFL. Další průchodka je umístěna v boku lahve a slouží k vložení hadice pro přívod stlačeného plynu z rozvodu tlakového vzduchu. Abychom mohli měřit vnitřní tlak P_{alv} , byl do podstavy lahve vložen také měřicí trn s luerkovým závitem k připojení tlakoměru. Měřicí komora je znázorněna na Obr. 2.13.



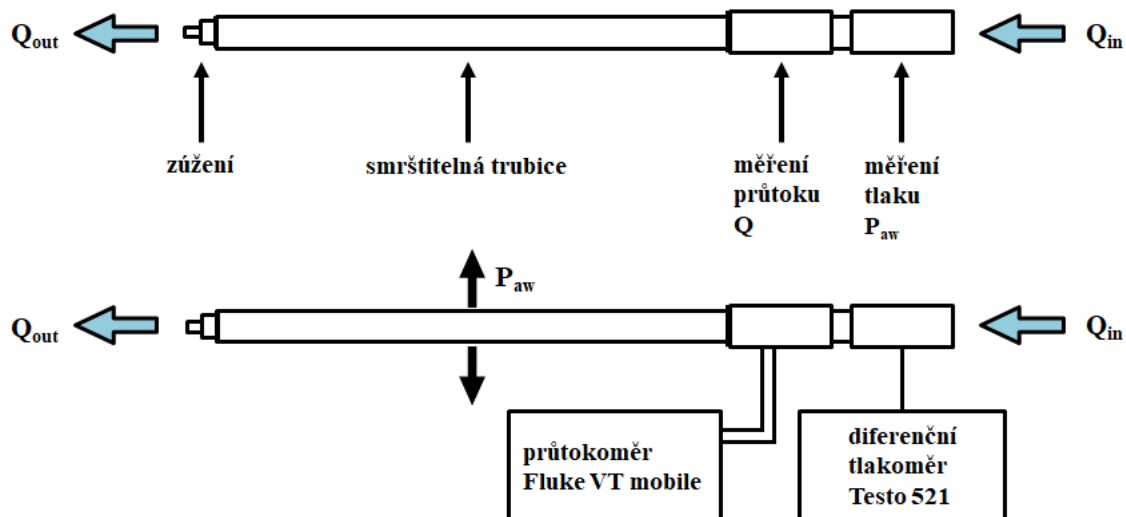
Obr. 2.13: Měřicí komora vyrobená z prázdné PET lahve. Na lahev byly připevněny dvě modré průchodky, které slouží ke vkládání měřené hadičky do lahve a k přívodu či odvodu vzduchu. Další malá průchodka s luerkovým závitem slouží k měření tlaku P_{alv} uvnitř komory.

Při měření nás zajímal průtok vzduchu rezistorem a zároveň tlaková diference, která při daném průtoku působila na stěny rezistoru. Tlaky byly měřeny diferenčním tlakoměrem Testo 521, průtok vzduchu pak průtokoměrem Fluke VT mobile.

Ověřování rezistorů s EFL by mělo pro inspirační i expirační směr probíhat v komoře, pro inspirační směr však existuje zjednodušení. Inspirační směr lze měřit bez použití komory, protože tlaková diference je stále stejná, ať už je tlak P_{aw} měřen před komorou vůči tlaku P_{alv} v komoře, či tlak P_{aw} před rezistorem vůči atmosféře. Rezistor lze umístit jak do komory, tak mimo komoru, což bylo ověřeno měřeními

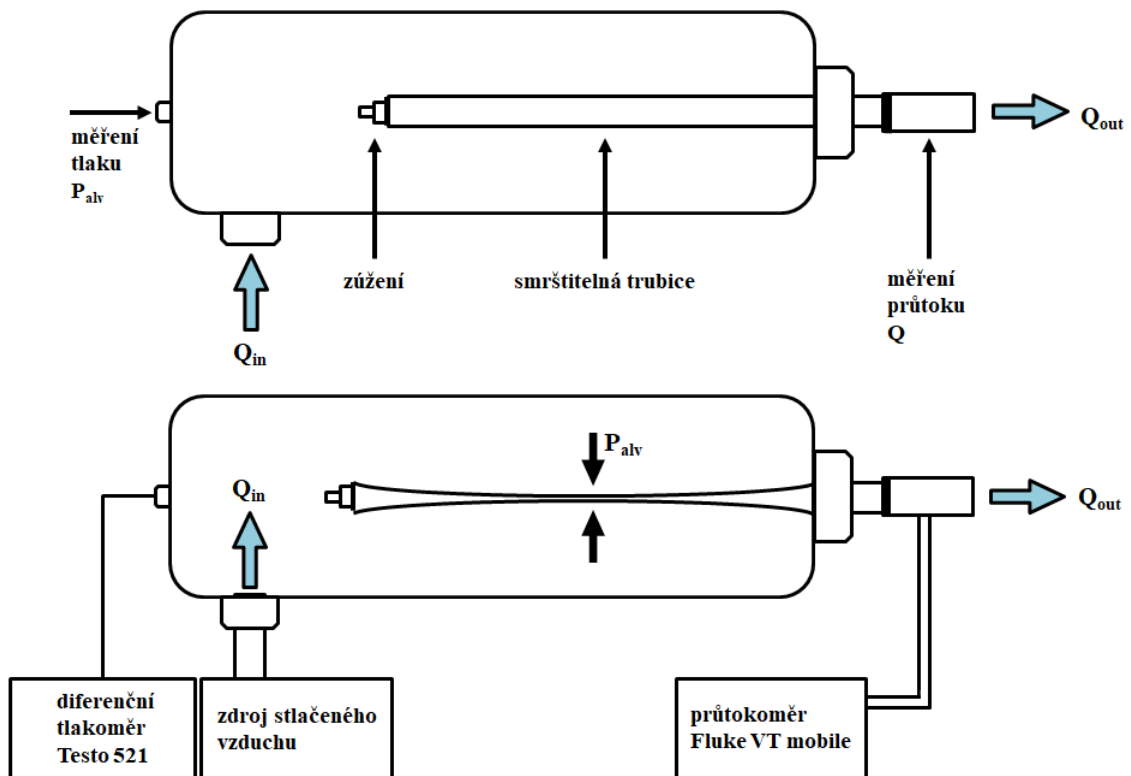
v obou případech a výsledná závislost průtoku na tlakové diferenci se nelišila. Všechna měření rezistorů s EFL v inspiračním směru tak z důvodu zjednodušení probíhala mimo komoru.

Ověření probíhalo podle schémat na Obr. 2.14 a Obr. 2.15. Na Obr. 2.14 je znázorněno schéma měření v inspiračním směru. Přes redukční ventil byl do rezistoru vháněn stlačený vzduch a měřen průtok vzduchu skrze rezistor a tlaková diference na rezistoru.



Obr. 2.14: Schéma měření v inspiračním směru. Přes redukční ventil byl do rezistoru vháněn stlačený vzduch (Q_{in}). Následovalo měření průtoku vzduchu Q skrze rezistor a tlaková diference na rezistoru (před rezistorem tlak P_{aw} a za rezistorem tlak atmosférický). Vzduch na konci rezistoru vychází ven (Q_{out}). Tento model se chová jako nekonečně dlouhé inspirium.

Na Obr. 2.15 je znázorněno schéma měření v expiračním směru. Do měřicí komory byl přes redukční ventil vhnán stlačený vzduch a byl měřen průtok vzduchu skrze rezistor a tlaková diference na rezistoru.



Obr. 2.15: Schéma měření v expiračním směru. Do měřicí komory je boční průchodkou přes redukční ventil vhnán stlačený vzduch (Q_{in}). Uvnitř komory je vložen vyrobený rezistor, skrze něhož je měřen průtok Q a tlaková diference na rezistoru (tlak P_{alv} v komoře před rezistorem a tlak P_{aw} za rezistorem). Čím více je zvyšován průtok Q_{in} , tím více se zvyšuje tlaková diference, která následně tlačí na stěny rezistoru a smršťuje jej. Při kritickém tlaku P_{crit} se rezistor téměř uzavře a ven propustí jen daný maximální průtok vzduchu Q , který od této chvíle zůstává konstantní. Vzduch na konci rezistoru vychází ven a opouští celou soustavu (Q_{out}). Tento model se chová jako nekonečně dlouhé expirium.

Na Obr. 2.16 je znázorněno zapojení celé soustavy. V komoře, do které je přiváděn stlačený vzduch přes škrtkový ventil, je vložen vyrobený rezistor a je měřen průtok vzduchu rezistorem a tlaková diference na rezistoru. Toto konkrétní uspořádání platí pro expirační směr.



Obr. 2.16: Zapojení celé měřicí soustavy. Soustava je záměrně ve vertikální poloze, protože na rezistor takto nepůsobí nic jiného, než tlak P_{alv} uvnitř komory. Pokud by byla soustava v horizontální poloze, kromě tlaku P_{alv} by na zaškrcení rezistoru měla vliv také jeho samotná váha, což by negativně ovlivnilo měření.

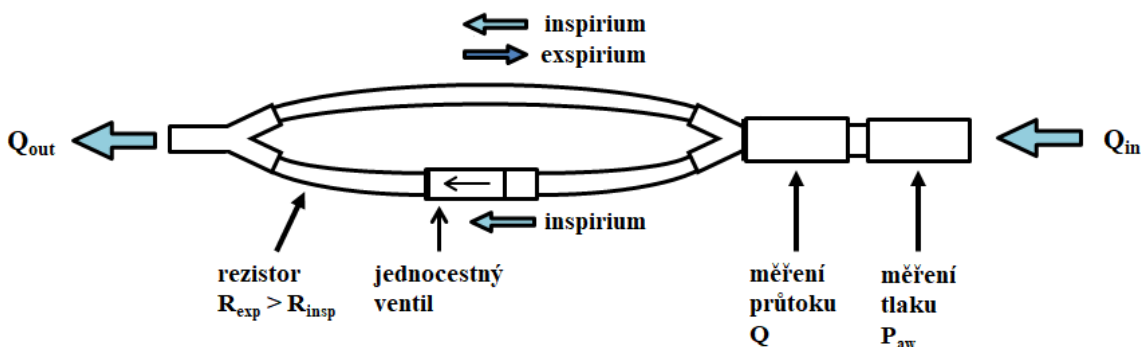
2.2.2 Ověření rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$ a rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$

Ověřování rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$ a rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$ bylo prováděno bez komory, protože se v podstatě jedná o nesmrštitelné hadice a komora tak nemá význam. Komora byla součástí ověřování pouze u rezistorů s EFL.

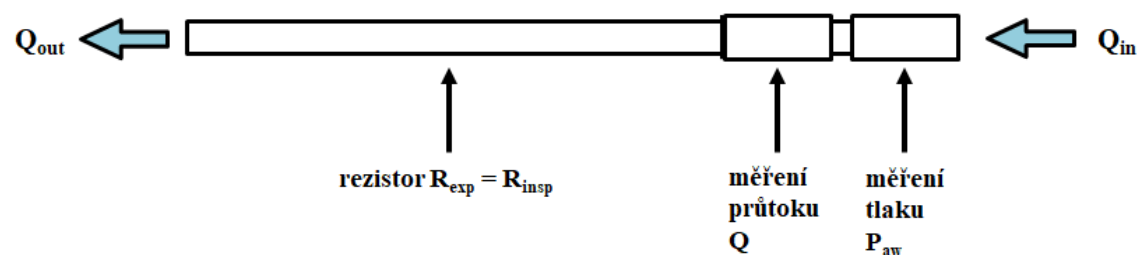
Ověření rezistorů probíhalo podle schémat na Obr. 2.17 a Obr. 2.18. Přes redukční ventil byl do rezistoru vháněn stlačený vzduch a měřen průtok vzduchu skrze rezistor a tlaková diference na rezistoru.

Rezistor $R_{exp} > R_{insp}$ byl zapojen nejdříve ve směru inspira (po směru šipky na jednocestném ventilu), poté se otočil a byl měřen ve směru expira (proti směru šipky na jednocestném ventilu).

Rezistor $R_{exp} = R_{insp}$ byl měřen pouze v jednom směru, protože má průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci v obou směrech stejný.



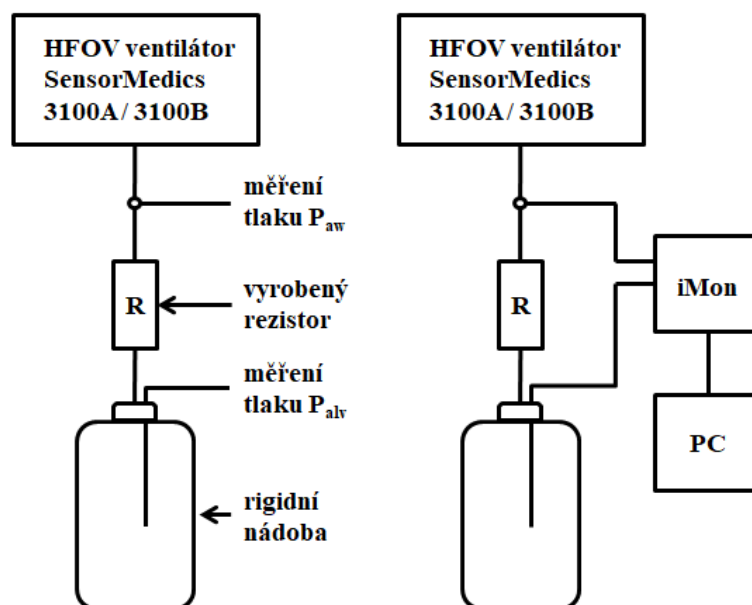
Obr. 2.17: Schéma měření rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$ (ve směru inspira). Přes redukční ventil byl do rezistoru vháněn stlačený vzduch (Q_{in}). Následovalo měření průtoku vzduchu Q skrze rezistor a tlaková diference na rezistoru (před rezistorem tlak P_{aw} a za rezistorem tlak atmosférický). Vzduch na konci rezistoru vychází ven (Q_{out}). Pro měření ve směru expira (proti směru šipky na jednocestném ventilu) bylo nutné pouze rezistor otočit, jinak měření probíhalo identicky jako pro inspirační směr.



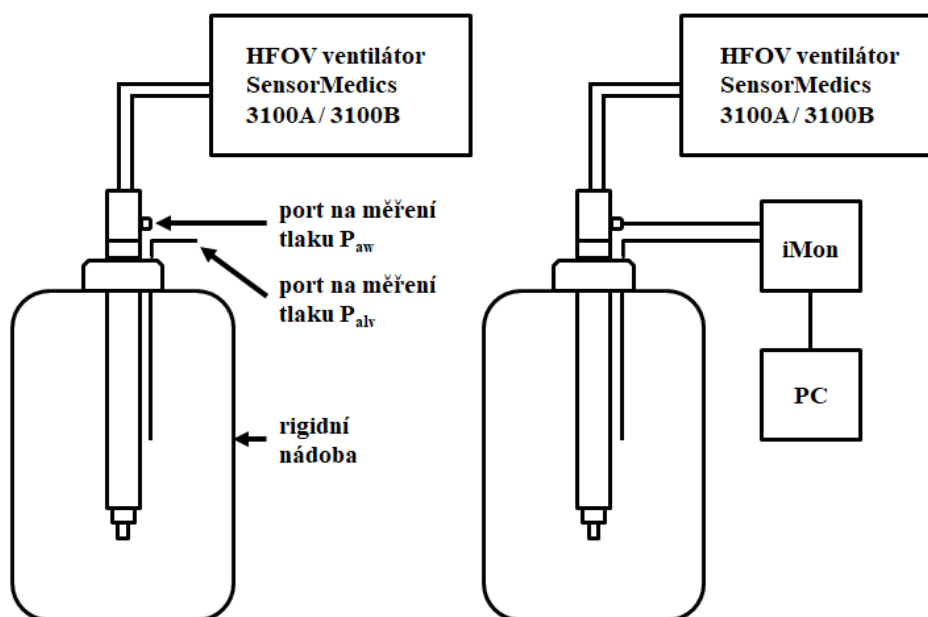
Obr. 2.18: Schéma měření rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$. Přes redukční ventil byl do rezistoru vháněn stlačený vzduch (Q_{in}). Následovalo měření průtoku vzduchu Q skrze rezistor a tlaková diference na rezistoru (před rezistorem tlak P_{aw} a za rezistorem tlak atmosférický). Vzduch na konci rezistoru vychází ven (Q_{out}). Nezáleželo, v jakém směru (inspiračním nebo expiračním) byl rezistor měřen, jeho průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci je v obou směrech stejný.

2.3 Srovnání na ventilátoru

Následující kapitola se zabývá srovnáním vyrobených rezistorů na ventilátoru a zhodnocením, který z rezistorů a jaké nastavení nebo kombinace nastavení nejvíce přispívá ke vzniku hyperinflace. Obecné schéma měření na ventilátoru je znázorněno na Obr. 2.19. Detailnější schéma měření rezistorů s EFL na ventilátoru je znázorněno na Obr. 2.20. Rezistory s EFL totiž musí být vloženy do rigidní nádoby, aby správně fungovaly.



Obr. 2.19: Obecné schéma měření všech vyrobených rezistorů na ventilátoru. Vyrobený rezistor byl zapojen mezi ventilátor a rigidní nádobu. Tlaková diference byla měřena před a za rezistorem (tlak P_{aw} a tlak P_{alv}) tlakoměrem iMon. Naměřená data byla uložena do počítače.



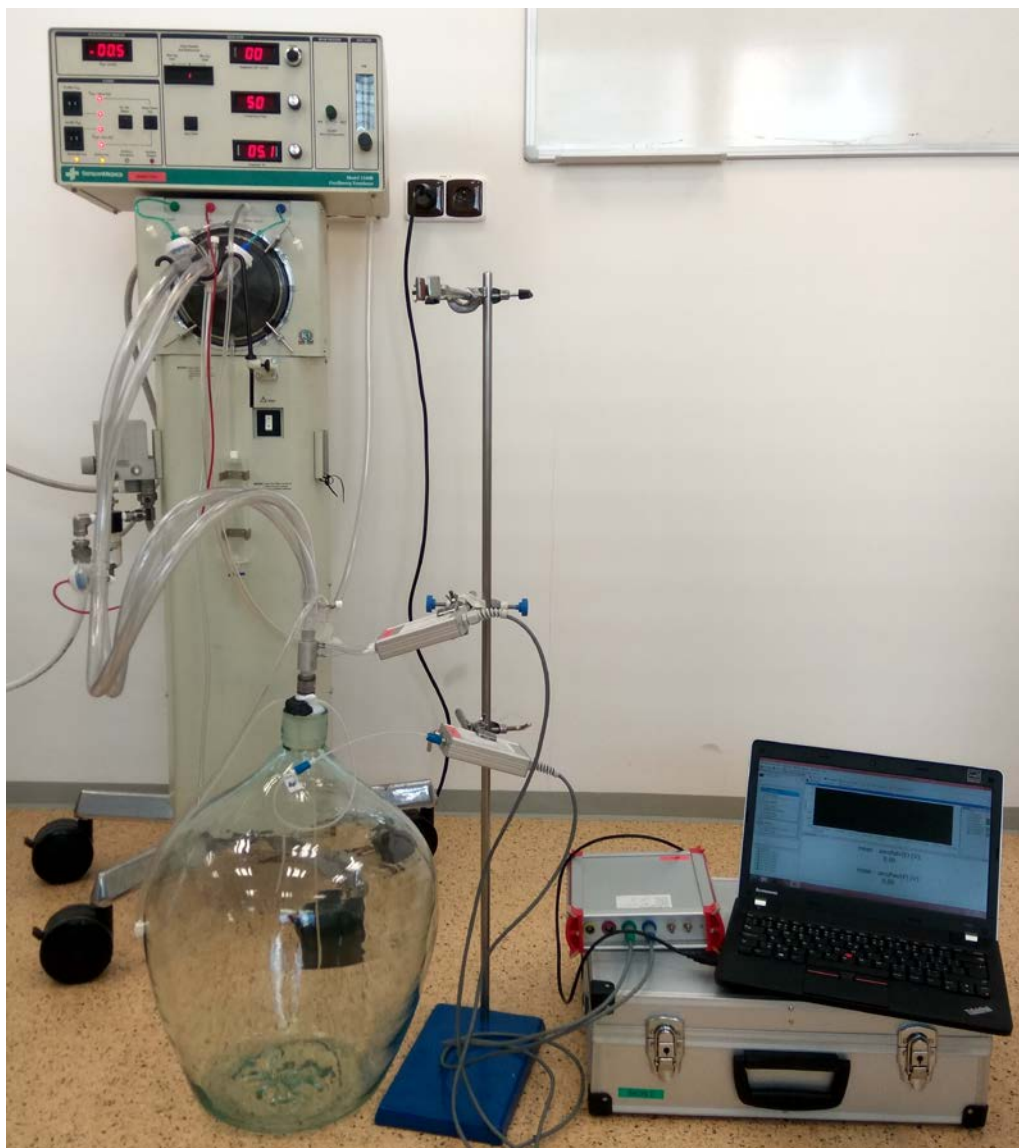
Obr. 2.20: Detailní schéma měření vyrobených rezistorů s EFL na ventilátoru. Vyrobený rezistor byl vložen do rigidní nádoby, ke které byl přes redukcí připojen ventilátor. Tlaková diference byla měřena před a za rezistorem (tlak P_{aw} a tlak P_{alv}) tlakoměrem iMon. Naměřená data byla uložena do počítače.

Tlakoměr iMon navržený pro měření tlaků při HFOV je popsán v publikaci Roubíka et al [13].

Na ventilátorech SensorMedics 3100A (HFOV ventilátor pro neonatální pacienty) a 3100B (HFOV ventilátor pro dospělé) byla postupně nastavovaná kombinace různého středního tlaku mP_{aw} , amplitudy Amp a inspiračního času %Ti. Konstantní hodnotu měla nastavenou frekvence $f = 5$ Hz a bias flow 20 L/min.

Rigidní nádoba používaná s ventilátorem 3100B měla objem 25 L a poddajnost 20 mL/cm H₂O [14]. S neonatálním ventilátorem 3100A byla použita rigidní nádoba menší, o objemu 5 L a poddajností 4 mL/cm H₂O [14].

Na Obr. 2.21 je znázorněna celá měřicí aparatura – zapojení ventilátoru SensorMedics 3100B s rigidní nádobou, připojený tlakoměr iMon a počítač.



Obr. 2.21: Měřicí aparatura – zapojení ventilátoru, rigidní nádoby, tlakoměru a počítače.

3 Výsledky

Byly vyrobeny celkem čtyři sady rezistorů. Každá sada se skládala z jednoho rezistoru se stejnou rezistancí v inspiriu a expiriu ($R_{\text{exp}} = R_{\text{insp}}$), jednoho rezistoru s rozdílnou rezistancí v inspiriu a expiriu ($R_{\text{exp}} > R_{\text{insp}}$) a minimálně jednoho rezistoru s EFL (R_{EFL}). Všechny vyrobené rezistory s EFL jsou znázorněny na Obr. 3.1. Příklad vyrobené sady rezistorů A je znázorněn na Obr. 3.2. V příloze B jsou uvedeny obrázky všech vyrobených sad rezistorů.



Obr. 3.1: Všechny vyrobené rezistory s EFL.



Obr. 3.2: Příklad vyrobené sady rezistorů A. Nahoře dva rezistory s EFL, uprostřed rezistor $R_{\text{exp}} > R_{\text{insp}}$ a dole rezistor $R_{\text{exp}} > R_{\text{insp}}$.

Tabulka 3.1 slouží jako přehled jednotlivých sad vyrobených rezistorů. Pro každou sadu je uvedeno označení a typ rezistoru, jeho rezistance v inspiriu a expiriu, a pokud se jedná o rezistor s EFL (řádek s šedivým pozadím), je navíc uvedena hodnota kritického tlaku P_{crit} a kritického průtoku Q_{crit} . Hodnota P_{crit} vyznačuje bod, po jehož dosažení je rezistor s EFL téměř uzavřen a další průtok plynu je konstantní. Hodnota Q_{crit} vyznačuje průtok plynu rezistorem při hodnotě tlaku P_{crit} .

Tabulka 3.1: Přehled jednotlivých rezistorů s naměřenými hodnotami rezistancí v inspiriu a expiriu. Řádky s šedivým pozadím odpovídají rezistorům s EFL, u kterých byla namísto rezistance v expiriu měřena hodnota kritického tlaku P_{crit} a kritického průtoku Q_{crit} .

Sada	Označení	Rezistance R_{insp} (cm H ₂ O·s/L) v inspiriu (Q = 1 L/s)	Rezistance R_{exp} (cm H ₂ O·s/L) v expiriu (Q = 1 L/s)	Kritický tlak P_{crit} (cm H ₂ O)	Kritický průtok Q_{crit} (L/s)
A	A1 (R_{EFL})	6,4	-	4,0	0,37
	A2 (R_{EFL})	3,7	-	3,5	0,50
	A3 ($R_{exp} > R_{insp}$)	4,0	9,0	-	-
	A4 ($R_{exp} = R_{insp}$)	4,2	4,2	-	-
B	B1 (R_{EFL})	13,1	-	4,2	0,38
	B2 ($R_{exp} > R_{insp}$)	12,8	15,6	-	-
	B3 ($R_{exp} = R_{insp}$)	12,3	12,3	-	-
C	C1 (R_{EFL})	21,0	-	6,5	0,31
	C2 (R_{EFL})	20,4	-	5,0	0,42
	C3 (R_{EFL})	19,3	-	12,0	0,43
	C4 ($R_{exp} > R_{insp}$)	20,8	43,3	-	-
	C5 ($R_{exp} = R_{insp}$)	21,6	21,6	-	-
D	D1 (R_{EFL})	68,4	-	3,7	0,18
	D2 (R_{EFL})	66,5	-	14,0	0,28
	D3 (R_{EFL})	61,2	-	16,0	0,53
	D4 ($R_{exp} > R_{insp}$)	75,0	pozn.	-	-
	D5 ($R_{exp} = R_{insp}$)	69,5	69,5	-	-

pozn.: Z důvodu příliš velkého tlakového úbytku na rezistoru D4 v expiračním směru při vyšších průtocích byl tlakoměr saturován, proto nebylo dosaženo hodnoty 60 L/min jako u ostatních rezistorů.

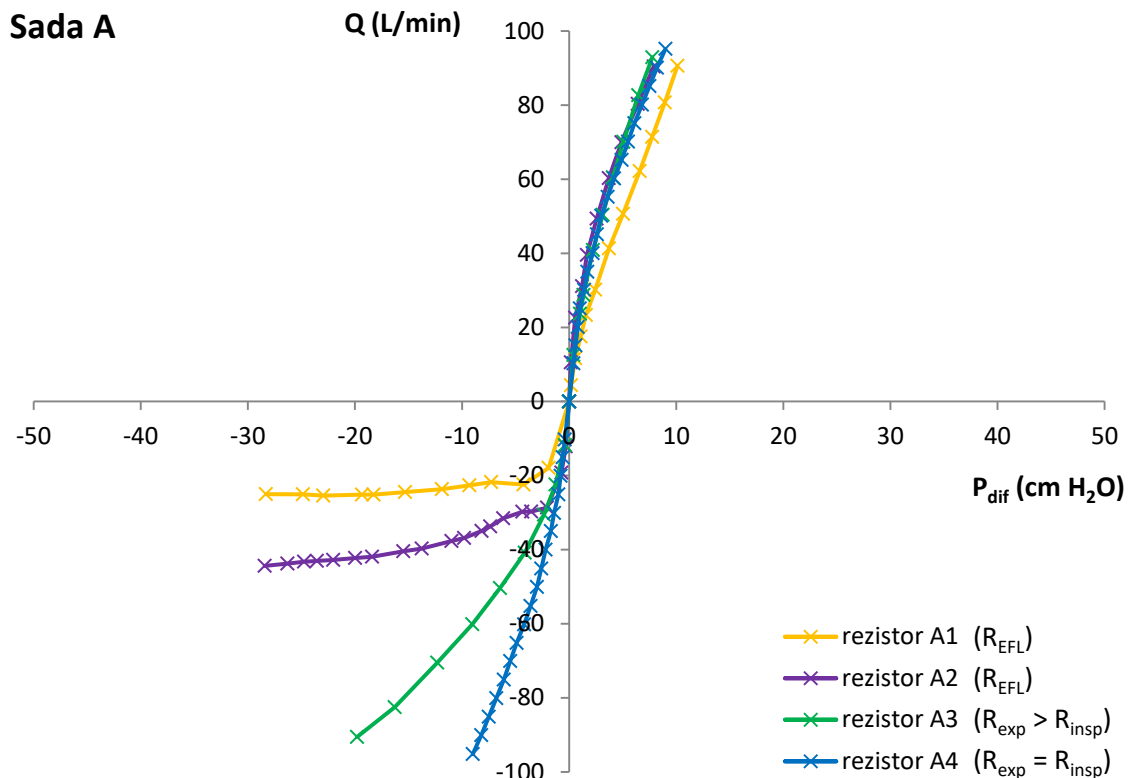
V Tabulce 3.2 jsou uvedeny rezistance určené z grafů a rezistance udávané literaturou pro jednotlivé vyrobené sady rezistorů. U každé sady je navíc uvedeno, jakému pacientovi sada teoreticky odpovídá.

Tabulka 3.2: Naměřené a udávané rezistance pro jednotlivé sady vyrobených rezistorů.

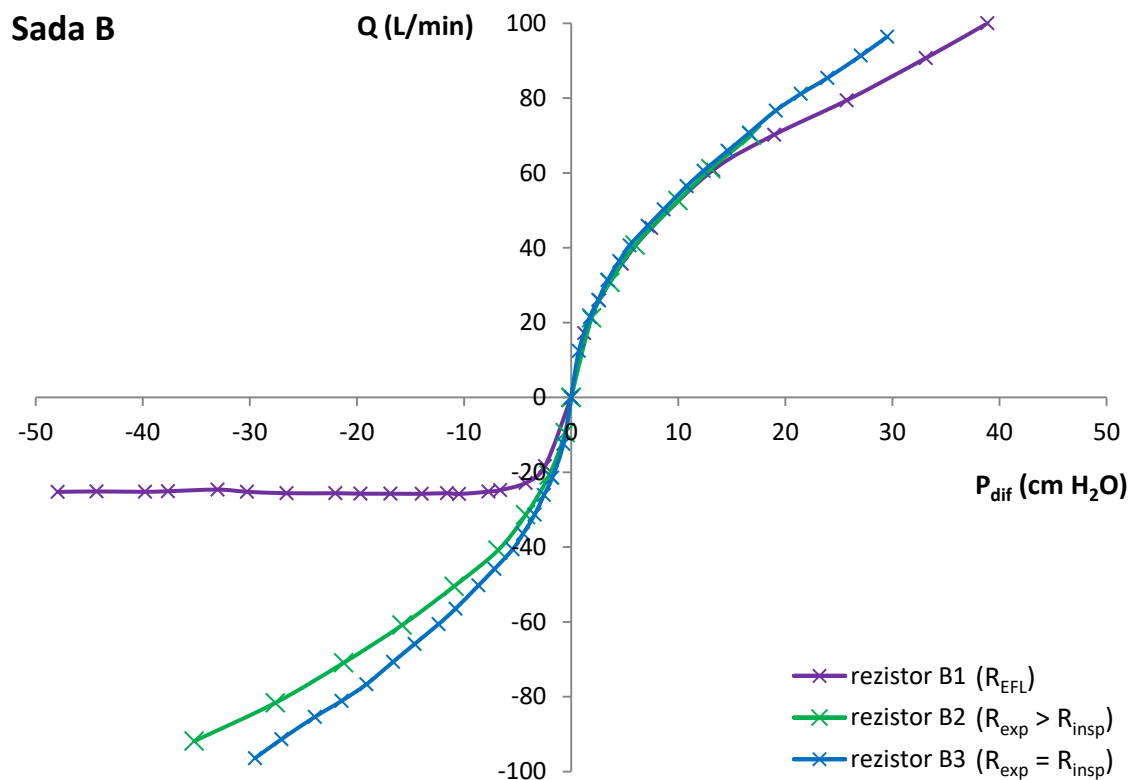
Sada	Rezistance naměřená (cm H ₂ O·s/L)	Rezistance udávaná (cm H ₂ O·s/L)	Pacienti	Literatura
Sada A	4	2–4	Normální dospělí	[3]
Sada B	13	10–18	Dospělí (mírná obstrukce, astma)	[15], [16]
Sada C	21	18–28	Dospělí (CHOPN)	[16]
Sada D	70	70	Normální novorozenci (4 kg)	[17]

Všechny vyrobené typy rezistorů byly ověřeny měřením závislosti průtoku na tlakové diferenci daného rezistoru. Ověřením se potvrdilo, že vyrobené rezistory mají stejný průběh závislosti průtoku na tlakové diferenci, jako byl průběh předpokládaný (viz Obr. 2.1).

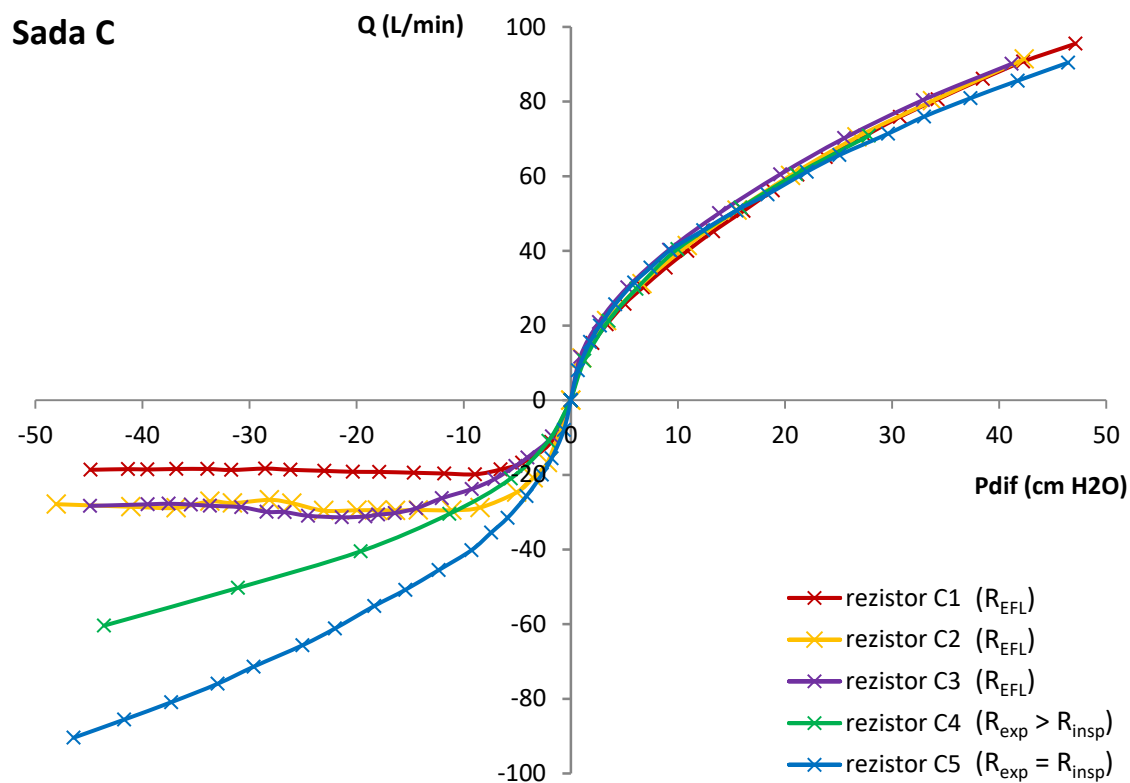
Získané grafy závislosti průtoku na tlakové diferenci charakterizují jednotlivé sady rezistorů. Každá sada rezistorů je prezentována samostatným grafem: sada A je znázorněna na Obr. 3.3, sada B na Obr. 3.4, sada C na Obr. 3.5 a sada D na Obr. 3.6.



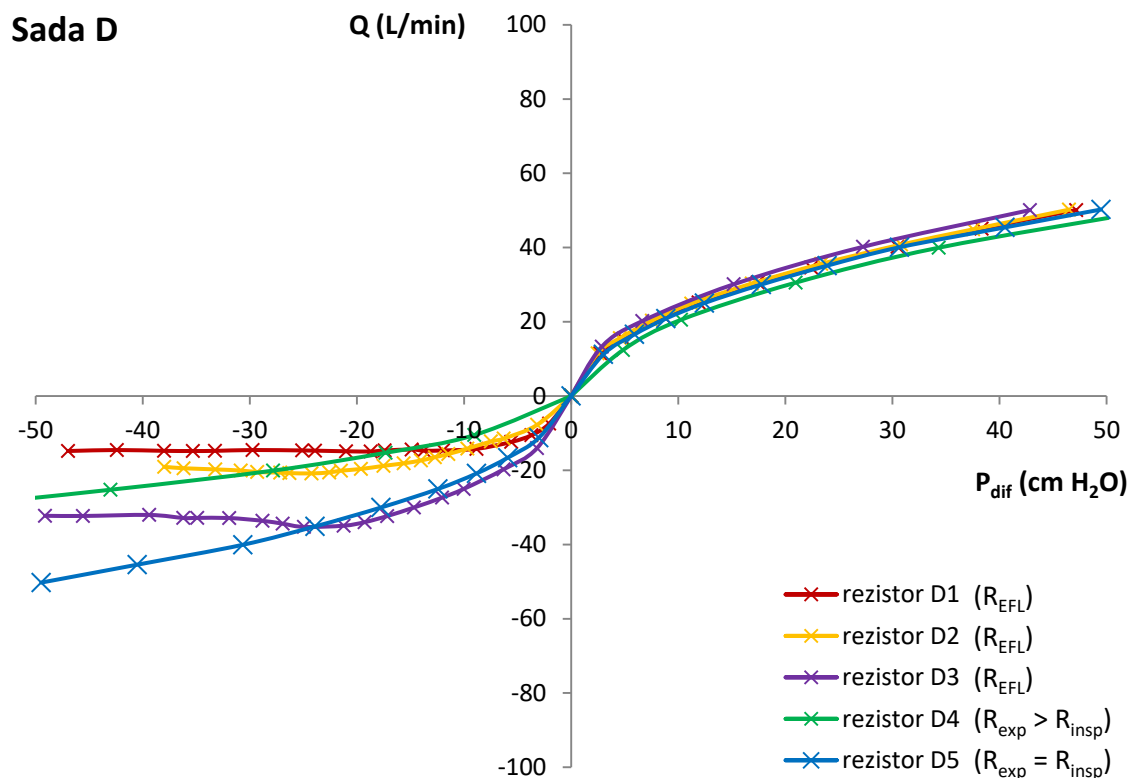
Obr. 3.3: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady A.



Obr. 3.4: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady B.



Obr. 3.5: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady C.

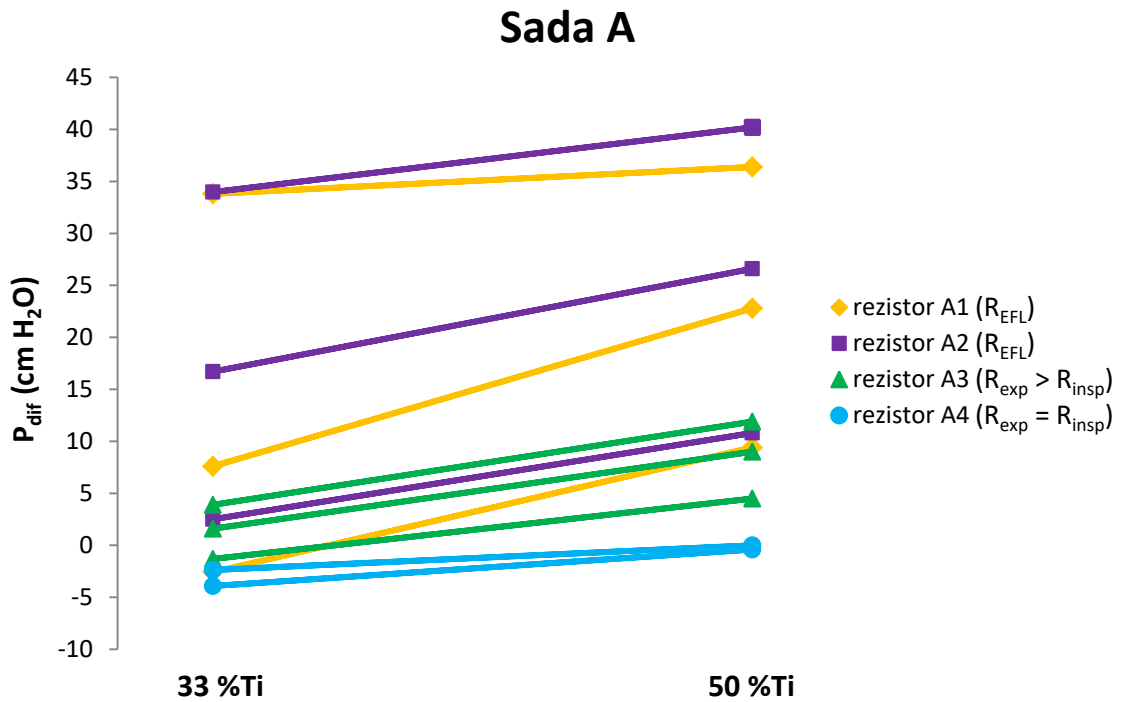


Obr. 3.6: Graf znázorňující naměřenou závislost průtoku na tlakové diferenci pro rezistory sady D.

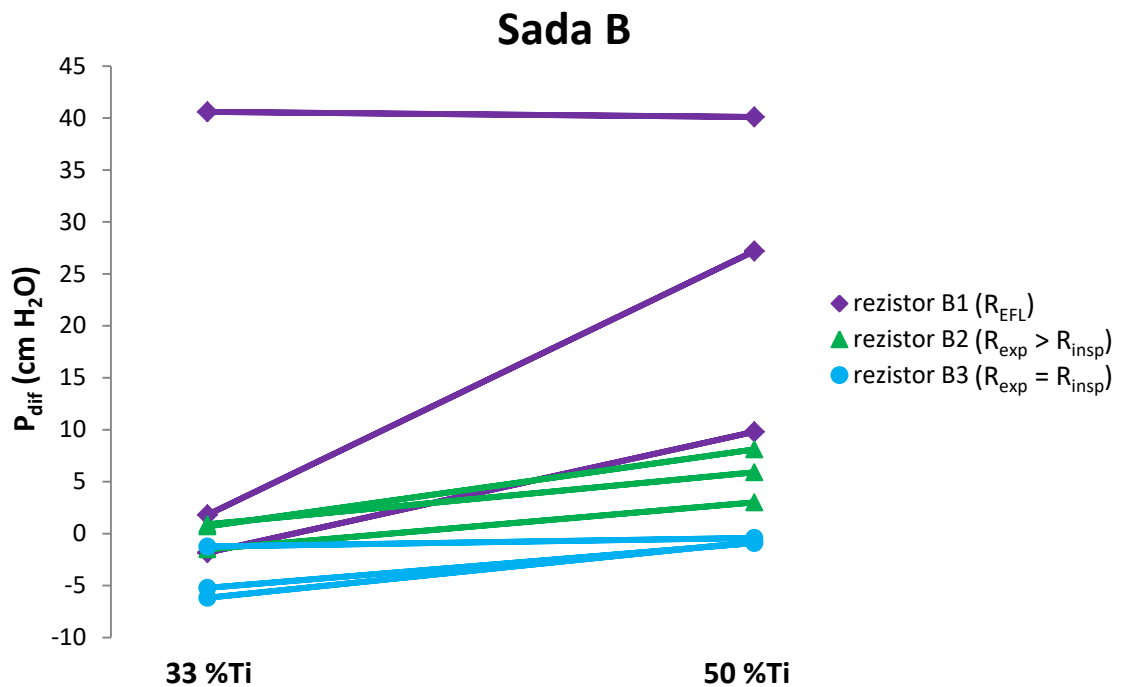
Z ověření rezistorů a z naměřených průběhů závislostí průtoku na tlakové diferenci pro expirační část vyplývá, že rezistory s EFL mají větší vliv na vznik dynamické hyperinflace než rezistory $R_{exp} > R_{insp}$. Rezistory $R_{exp} = R_{insp}$ nemají na vznik hyperinflace žádný vliv, jejich inspirační a expirační rezistance je totožná.

Pro zjištění vlivu na DH byly všechny vyrobené typy rezistorů srovnány měřením na ventilátoru. K měření byly použity ventilátory SensorMedics 3100B pro srovnání rezistorů v sadách A, B a C (rezistory odpovídající dospělým) a SensorMedics 3100A pro srovnání rezistorů v sadě D (rezistory odpovídající novorozencům).

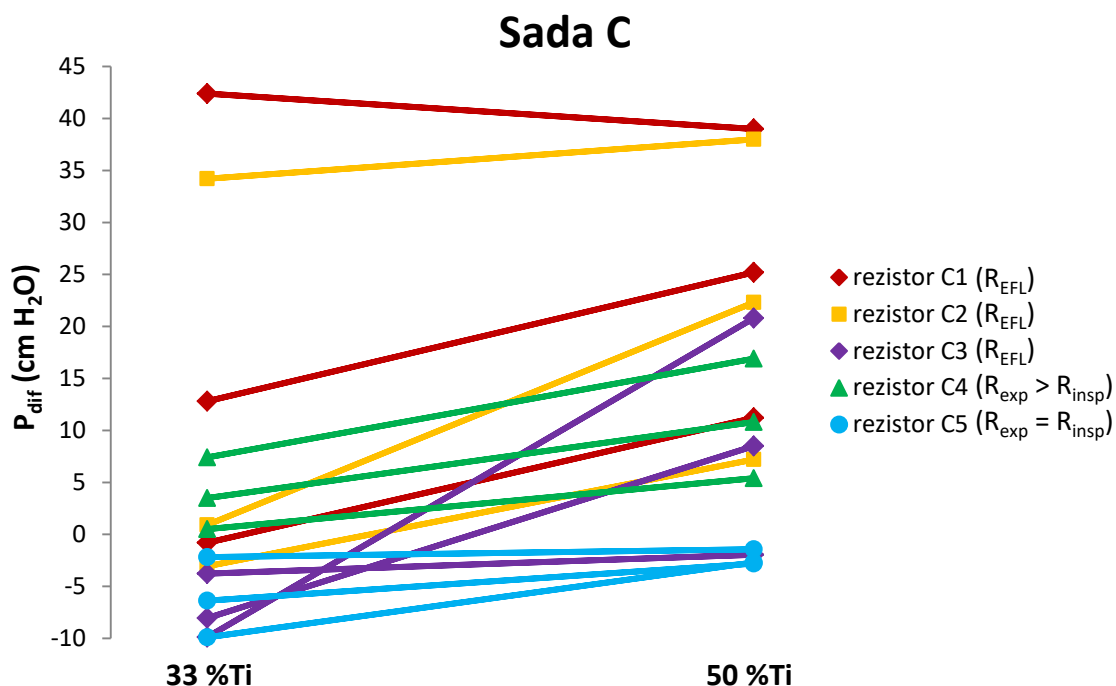
Výsledky srovnání jsou prezentovány následujícími grafy – Obr. 3.7 pro sadu rezistorů A, Obr. 3.8 pro sadu rezistorů B, Obr. 3.9 pro sadu rezistorů C a Obr. 3.10 pro sadu rezistorů D. Pro všechny grafy sad A, B a C (Obr. 3.7–3.9) platí: Čím výše je zobrazená spojnice mezi body 33 %Ti a 50 %Ti, tím větší byla nastavená amplituda Amp a tím vyšší je tlaková diference. Pro nejnižše položenou spojnicí dané sady odpovídá nastavená amplituda hodnotě 50 cm H₂O, pro spojnicí uprostřed odpovídá nastavená amplituda hodnotě 75 cm H₂O a pro nejvýše položenou spojnicí odpovídá nastavená amplituda hodnotě 100 cm H₂O. Pro graf sady D (Obr. 3.10) platí stejný popis jako pro ostatní sady, jen hodnoty nastavených amplitud se liší. Byly nastavovány hodnoty amplitudy 30 cm H₂O (nejnižše položená spojnice), 40 cm H₂O, 50 cm H₂O a 60 cm H₂O (nejvýše položená spojnice).



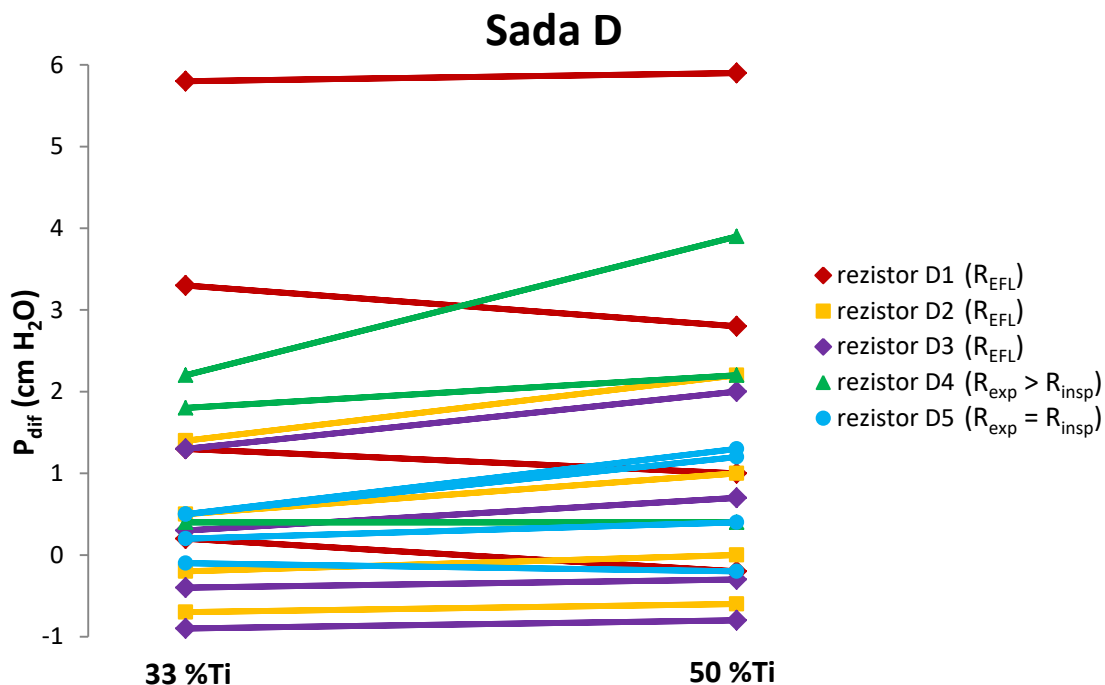
Obr. 3.7: Graf závislosti tlakové difference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů A. Průměrný rozdíl mezi hodnotami 33 %Ti a 50 %Ti je u rezistoru s EFL +9 cm H₂O, u rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ +7,1 cm H₂O a u rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$ +2,9 cm H₂O.



Obr. 3.8: Graf závislosti tlakové difference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů B. Průměrný rozdíl mezi hodnotami 33 %Ti a 50 %Ti je u rezistoru s EFL +12,2 cm H₂O, u rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ +5,6 cm H₂O a u rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$ +3,6 cm H₂O.



Obr. 3.9: Graf závislosti tlakové difference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů C. Průměrný rozdíl mezi hodnotami 33 %Ti a 50 %Ti je u rezistoru s EFL +11,7 cm H₂O, u rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ +7,3 cm H₂O a u rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$ +3,9 cm H₂O.



Obr. 3.10: Graf závislosti tlakové difference na inspiračním čase %Ti pro sadu rezistorů D. Čím výše je spojnice mezi body 33 %Ti a 50 %Ti, tím větší byla nastavená amplituda Amp a tím vyšší je tlaková difference. Nejnižše položené spojnice dané sady odpovídají nastavené hodnotě amplitudy 30 cm H₂O, poté hodnotě 40 cm H₂O, 50 cm H₂O a nejméně položená spojnice odpovídá hodnotě amplitudy 60 cm H₂O. Průměrný rozdíl mezi hodnotami 33 %Ti a 50 %Ti je u rezistoru s EFL +0,11 cm H₂O, u rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$ +0,7 cm H₂O a u rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$ +0,34 cm H₂O.

Z grafů závislosti inspiračního času na tlakové diferenci pro všechny sady rezistorů vyplývá, že rezistory s EFL mají největší vliv na vznik hyperinflace (nejvíce limitují expirační průtok), rezistor $R_{exp} > R_{insp}$ má střední vliv na vznik hyperinflace a rezistor $R_{exp} = R_{insp}$ hyperinflaci nezpůsobuje.

Z grafů dále vyplývá, že zvýšení inspiračního času $\%Ti$ zvyšuje tlakovou diferenci, což u rezistorů R_{EFL} a $R_{exp} > R_{insp}$ zvětšuje vzniklou dynamickou hyperinflaci. Tento fakt je v grafech znázorněn stoupajícími trendy spojnic mezi body 33 $\%Ti$ a 50 $\%Ti$ (tyto dva body mají vždy stejnou amplitudu, liší se jen nastaveným inspiračním časem). Zvyšování nastavené amplitudy Amp taktéž vede ke zvýšení tlakové difference (v grafech znázorněno stejně zbarvenými spojnicemi, čím výše je spojnice bodů, tím větší hodnota Amp byla na ventilátoru nastavena. Vzrůstající amplituda má největší vliv na rezistor s EFL, který díky tomu zvyšuje hyperinflaci podstatně více, než rezistor $R_{exp} > R_{insp}$. Hodnota mP_{aw} nemá na velikost hyperinflace téměř žádný vliv, naměřené hodnoty mají stejný stoupající trend.

4 Diskuse

Hlavním zjištěním srovnání jednotlivých typů rezistorů na ventilátoru bylo, že největší vliv na dynamickou hyperinflaci mají rezistory s EFL díky uzavření smrštitelné hadičky při dosažení hodnoty kritického tlaku P_{crit} a dramatickému zvýšení tlakové difference po dosažení kritického tlaku P_{crit} . Po překročení této hodnoty zůstává průtok plynu rezistorem s EFL konstantní. Jinými slovy, překročení hodnoty kritického tlaku P_{crit} způsobuje díky uzavření větší tlakové difference a prudké zvýšení rezistance, což následně vede k dramatickému zvýšení dynamické hyperinflace. Rezistory $R_{exp} > R_{insp}$ mají na hyperinflaci také vliv, jen jejich tlakové difference nedosahují tak vysokých hodnot jako u rezistorů s EFL a proto je vzniklá hyperinflace menší. Rezistory $R_{exp} = R_{insp}$ hyperinflaci nezpůsobují, jejich rezistance v expiriu je totožná s rezistancí v inspiriu, tzn., nedochází k hromadění plynu uvnitř rigidní nádoby.

Nastavení na ventilátoru má na hyperinflaci vliv různý. S rostoucím inspiračním časem vzniká vždy větší hyperinflace. U dospělých rezistorů (sady A až C) je rozdíl mezi hodnotami 33 %Ti a 50 %Ti pro každý typ rezistoru přibližně stejně velký, průměrně pro rezistor s EFL je rozdíl +11 cm H₂O, pro rezistor $R_{exp} > R_{insp}$ +6,7 cm H₂O a pro rezistor $R_{exp} = R_{insp}$ +3,5 cm H₂O. Kladná čísla značí rostoucí charakter, tzn., s rostoucím inspiračním časem se zvyšuje tlaková difference. Rozdílně se chovaly dětské rezistory (sada D) – jejich charakter byl také stoupající, avšak podstatně méně než u sad A, B a C. Tlakové difference byly podstatně menší než u ostatních sad. Konkrétní průměrné hodnoty rozdílu mezi hodnotami 33 %Ti a 50 %Ti jsou pro rezistor s EFL +0,1 cm H₂O, pro rezistor $R_{exp} > R_{insp}$ +0,7 cm H₂O a pro rezistor $R_{exp} = R_{insp}$ +0,3 cm H₂O.

Zvyšování amplitudy také zvyšuje velikost dynamické hyperinflace. Při vysokých amplitudách oscilací se u rezistorů s EFL stávalo, že vznikl velký tlakový gradient, který měl za následek téměř úplné uzavření smrštitelné hadičky. Naopak nastavovaná hodnota mP_{aw} (střední tlak v dýchacích cestách) nemá na dynamickou hyperinflaci téměř žádný vliv, zvýšením hodnoty dojde k mírnému zvýšení tlakové difference, ale trend spojnice mezi body 33 a 50 %Ti zůstává stejný. Z toho důvodu grafy zobrazují pouze hodnoty při stejném mP_{aw} .

Všechny vyrobené rezistory měly do bodu kritického tlaku podobné průběhy průtoku na tlakové difference, chovaly se v podstatě stejně jako v inspiriu. Při dosažení hodnoty kritického tlaku se rezistory s EFL uzavřou a jejich následný průtok je za zvyšující se tlakové difference konstantní. Předpokládáme, že při ventilaci do hodnoty kritického tlaku vzniká u všech typů rezistorů podobně velká dynamická hyperinflace, pod hodnotou kritického tlaku se začne rozdíl mezi rezistory dramaticky zvětšovat.

Rezistory s EFL se tedy do hodnoty kritického tlaku chovají jako rezistor $R_{exp} = R_{insp}$ a vzniká pouze mírná hypoinflace (při nejnižších amplitudách a inspiračním čase 33 %Ti), po překročení hodnoty kritického tlaku vzniká hyperinflace, s dramatickými rozdíly mezi rezistory s EFL a rezistory $R_{exp} > R_{insp}$. Díky uzavření rezistoru s EFL a udržování konstantního průtoku plynu při zvětšujících se tlakových diferencích se dramaticky zvyšuje rezistance modelu s EFL, z čehož v důsledku plyne vznik obrovské dynamické hyperinflace. Toto chování vykazovaly i modely v klinické studii Orta [18].

Aby bylo možné opravdu dobře porovnat, při jaké hodnotě průtoku a tlaku u jednotlivých rezistorů ještě vzniká hypoinflace a kdy hyperinflace, bylo by potřeba vyrobit rezistor s EFL, který bude mít hodnotu kritického tlaku ještě vyšší, než doposud rezistory vyrobené. Pokud by se jej podařilo vyrobit, předpokládáme, že by na něm bylo možné hypotézu ověřit – při malých amplitudách vzniká u rezistorů s EFL hypoinflace (stejně jako u rezistoru $R_{exp} = R_{insp}$) a při vyšších amplitudách a hlavně při dosažení hodnoty kritického tlaku vzniká u rezistorů s EFL hyperinflace (stejně jako u rezistoru $R_{exp} > R_{insp}$). U vyrobených rezistorů je vzniklé okno příliš malé (prostor, kde se rezistor s EFL stále chová jako rezistor $R_{exp} = R_{insp}$ a ještě nebyla dosažena hodnota kritického tlaku). Ventilátorem proto nelze přesně ověřit, jak se rezistory v tomto okně chovají, protože ventilátor neumožňuje nastavit tak malé amplitudy. Někde v rozmezí okna se nachází rovnovážný bod, kde nevzniká ani hyperinflace ani hypoinflace.

Při ověřování rezistorů (měření průtoku a tlaku) zanedbáváme chyby měření přístroji (tlakoměr a průtokoměr). Výrobce uvádí chybovost průtokoměru Fluke VT mobile jako $\pm 3\%$ a chybovost tlakoměru Testo 521 jako $\pm 0,2\%$ z celkové hodnoty. Pro naše výsledky nemají tyto chyby význam, celkový charakter průběhu závislosti průtoku na tlakové diferenci pro jednotlivé rezistory se nezmění.

5 Závěr

Byly zkonstruovány modely respirační soustavy. Jednalo se o celkem tři typy rezistorů, z nichž první limitoval průtok plynu v expiriu (R_{EFL}), druhý průtok plynu v expiriu zmenšoval ($R_{exp} > R_{insp}$) a třetí sloužil ke srovnání, jak se chová model bez limitace průtoku ($R_{exp} = R_{insp}$). Z rezistorů byly sestaveny celkem čtyři sady, přičemž každá sada odpovídala fyziologickému či patofyziologickému stavu dětského či dospělého pacienta.

Tyto tři vyrobené typy rezistorů byly ověřeny měřením průběhu závislosti průtoku plynu rezistorem na tlakové diferenci. Vyrobené rezistory měly průběh závislosti takový, jaký byl teoreticky předpokládán.

Měření na ventilátoru bylo zjištěno, že největší vliv na dynamickou hyperinflaci mají rezistory s EFL díky uzavření smrštitelné hadičky při dosažení hodnoty kritického tlaku P_{crit} .

Z bakalářské práce vyplývá návrh na konstrukci další sady rezistorů, u které bude možné lépe porovnat vliv limitace expiračního průtoku při expiriu na vznik dynamické hypoinflace a hyperinflace.

Použitá literatura

- [1] CAIRO, J. *Pilbeam's Mechanical Ventilation: Physiological and Clinical Applications*. 6th edition. Elsevier Health Sciences, 2015. ISBN 978-0-323-32009-2.
- [2] CHANG, David. *Clinical application of mechanical ventilation*. 4th edition. Cengage Learning, 2013. ISBN 1111539588.
- [3] PACHL, Jan a Karel ROUBÍK. *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí*. Vyd. české 1. Praha: Karolinum, 2003. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0479-5.
- [4] TANTUCCI, C. a V. GRASSI. Flow limitation: an overview. *Monaldi Arch Chest Dis*. 1999, **54**(4), 353-357.
- [5] HYATT, Robert, Donald SCHILDER a Donald FRY. Relationship between maximum expiratory flow and degree of lung inflation. *Journal of Applied Physiology*. 1958, **13**(3), 331-336.
- [6] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2005. Jessenius. ISBN 80-734-5059-3.
- [7] KOULOURIS, N. A simple method to detect expiratory flow limitation during spontaneous breathing. *European Respiratory Journal*. 1995, **8**(2), 306-313.
- [8] BLANCH, Lluís, Francesca BERNABÉ a Umberto LUCANGELO. Measurement of air trapping, intrinsic positive end-expiratory pressure, and dynamic hyperinflation in mechanically ventilated patients. *Respiratory care*. 2005, **50**(1), 110-124.
- [9] SOLWAY, Julian. Expiratory flow limitation and dynamic pulmonary hyperinflation during high-frequency ventilation. *Journal of Applied Physiology*. 1986, **60**(6), 2071-2078.
- [10] FONTÁN, J. Dynamics of expiration and gas trapping in rabbits during mechanical ventilation at rapid rates. *Critical care medicine*. 1986, **14**(1), 39-47.
- [11] DOLMAGE, Thomas, Rachael EVANS a Roger GOLDSTEIN. Defining hyperinflation as 'dynamic': moving toward the slope. *Respiratory medicine*. 2013, **107**(7), 953-958.

- [12] SIMON, Brett, Gail WEINMANN a Wayne MITZNER. Mean airway pressure and alveolar pressure during high-frequency ventilation. *Journal of Applied Physiology*. 1984, **57**(4), 1069-1078.
- [13] ROUBÍK, Karel. Measuring and evaluating system designed for high frequency oscillatory ventilation monitoring. *Biomedical engineering-Biomedizinische technik*. 2014, **59**, 1008-1011.
- [14] STRÁNSKÁ, Monika. *Simulátory respirační soustavy a jejich omezení*. Kladno, 2013. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- [15] DUBOIS, Arthur, Stella BOTELHO a Julius COMROE JR. A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: values in normal subjects and in patients with respiratory disease. *Journal of Clinical Investigation*. b.r., **35**(3), 327-335.
- [16] THOREVSKA, Natalya a Constantine MANTHOUS. Determinants of dynamic hyperinflation in a bench model. *Respiratory care*. 2004, **49**(11), 1326-1334.
- [17] GRAZIOLI, Serge, Oliver KARAM a Peter RIMENSBERGER. New generation neonatal high frequency ventilators: effect of oscillatory frequency and working principles on performance. *Respiratory care*. 2015, **60**(3), 363-370.
- [18] ORT, Václav. *Možnost vzniku dynamické hyperinflace plic při HFOV*. Kladno, 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.

Příloha A: Návod na výrobu rezistorů

Kapitola metod se zabývá spíše popisem, jak vyrobené rezistory fungují, než popisem, jak rezistory vyrobit. Na detailní výrobu jednotlivých popisovaných rezistorů se proto zaměřím v této příloze.

Jak bylo řečeno výše, rezistor s EFL se skládá ze tří hlavních částí. První je tuhá gumová hadice, která slouží pouze k připojení tlakoměru či průtokoměru k rezistoru. Lze použít jakoukoliv hadici – její průměr by měl být volen tak, aby bylo možné hadici vložit do střední části, tedy do smrštitelné hadičky. Hadice nesmí být příliš dlouhá, aby nezvyšovala celkovou rezistanci. Obvyklá délka byla 10 cm. Druhou částí je smrštitelná hadička, která se obvykle používá jako obnova poškozené izolace elektrických kabelů. Používány byly hadičky z černého a transparentního materiálu. Délka hadičky záleží na požadované velikosti rezistance (čím delší hadička, tím větší celková rezistance). Hadičky lze sehnat o různých šířkách, k dispozici byly 16 mm, 20 mm, 30 mm a 42 mm pro černé a 16 mm a 21 mm pro transparentní hadičky. Poslední částí rezistoru je zúžení, které se skládá z pěti různých gumových hadic, které do sebe zapadají. Každá hadice měla délku 2 cm. Vnitřní průměry jednotlivých hadic jsou: 10 mm, 8 mm, 6 mm, 4 mm a 3 mm. Do smrštitelné hadičky se vždy vložilo zúžení, které svým průměrem pasovalo na daný průměr hadičky. Při větším počtu kusů zúžení byl brán pasující kus jako výchozí, ke kterému se postupně přidávaly kusy s menším průměrem. Všechny parametry potřebné k výrobě jednotlivých rezistorů s EFL jsou uvedeny v Tabulce I.

Tabulka I: Parametry potřebné k výrobě jednotlivých rezistorů s EFL.

Sada	Označení	Barva	Šířka (mm)	Délka (mm)	Zúžení
A	A1	černá	30	200	0 ks
	A2	černá	42	220	1 ks
B	B1	transparentní	16	100	0 ks
C	C1	transparentní	16	225	2 ks
	C2	transparentní	16	160	2 ks
	C3	černá	16	160	2 ks
D	D1	transparentní	16	225	3 ks
	D2	černá	16	160	3 ks
	D3	černá	20	225	4 ks

Celková rezistance rezistoru s EFL je ovlivňována délkou smršťitelné hadičky, jejím průměrem a zúžením na jejím konci. Délka a průměr však mají pouze malý vliv, protože se vzhledem k rozměrům měřicí komory pohybujeme v rozmezí max. dvou desítek centimetrů.

Dalším typem je rezistor $R_{exp} > R_{insp}$. Sestaven je pomocí dvou rozdvojek tvaru Y spojených tuhými gumovými hadicemi. Tyto hadice tvoří dvě různá ramena. První rameno – dlouhá hadice bez přerušování – je dvoucestné, probíhá v něm inspirium i expirium. Druhé rameno je v polovině přerušované jednocestným ventilem, který umožňuje pouze inspirium. Jednocestný ventil zaručuje požadovanou větší rezistanci v expiriu. Všechny parametry potřebné k výrobě jednotlivých rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$ jsou uvedeny v Tabulce II.

Tabulka II: Parametry potřebné k výrobě jednotlivých rezistorů $R_{exp} > R_{insp}$.

Sada	Označení	Délka – dvojcestné rameno (mm)	Délka – jednocestné rameno (mm)	Vnitřní průměr hadic (mm)
A	A3	290, zúženo 2 ks 45 mm	2 ks 75 mm, zúženo 2 ks 50 mm	12, zúžení 8
B	B2	200	2 ks 100 mm	8
C	C4	600	2 ks 300 mm	6
D	D4	600	2 ks 300 mm	4

Posledním typem je rezistor $R_{exp} = R_{insp}$. Jelikož má totožnou rezistanci v inspiriu i expiriu, jedná se v podstatě o libovolnou hadici. Všechny parametry potřebné k výrobě jednotlivých rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$ jsou uvedeny v Tabulce III.

Tabulka III: Parametry potřebné k výrobě jednotlivých rezistorů $R_{exp} = R_{insp}$.

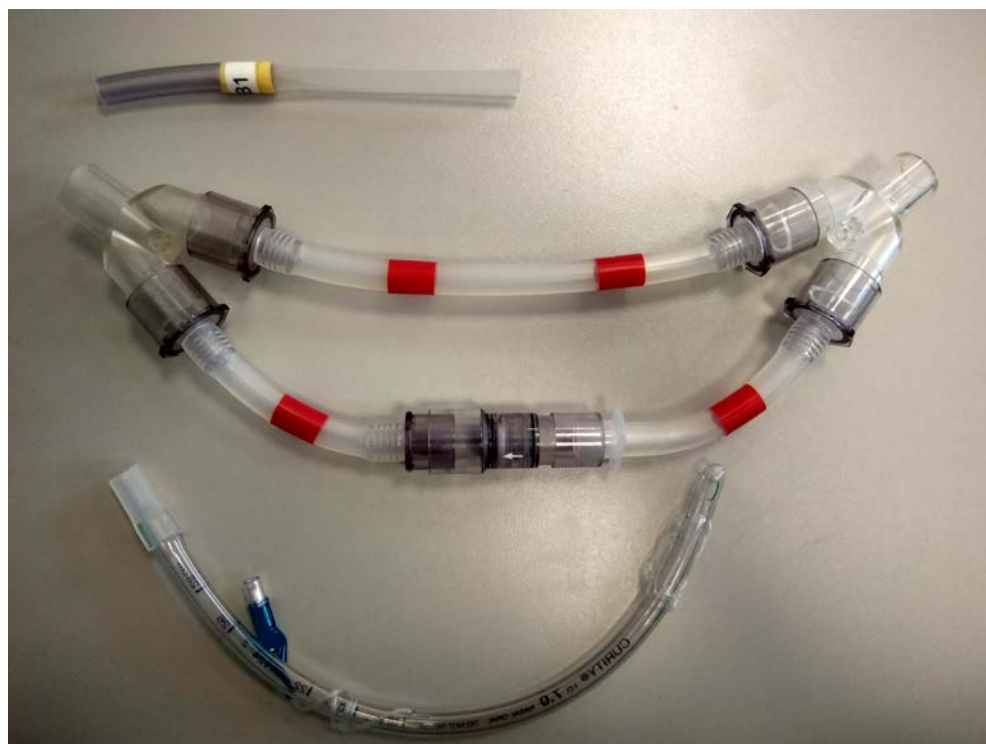
Sada	Označení	Typ hadice
A	A4	Curity vel. 9
B	B3	Curity vel. 7
C	C5	Curity vel. 6
D	D5	pevná hadice o délce 120 mm a vnitřním průměru 4 mm

Příloha B: Vyrobené sady rezistorů

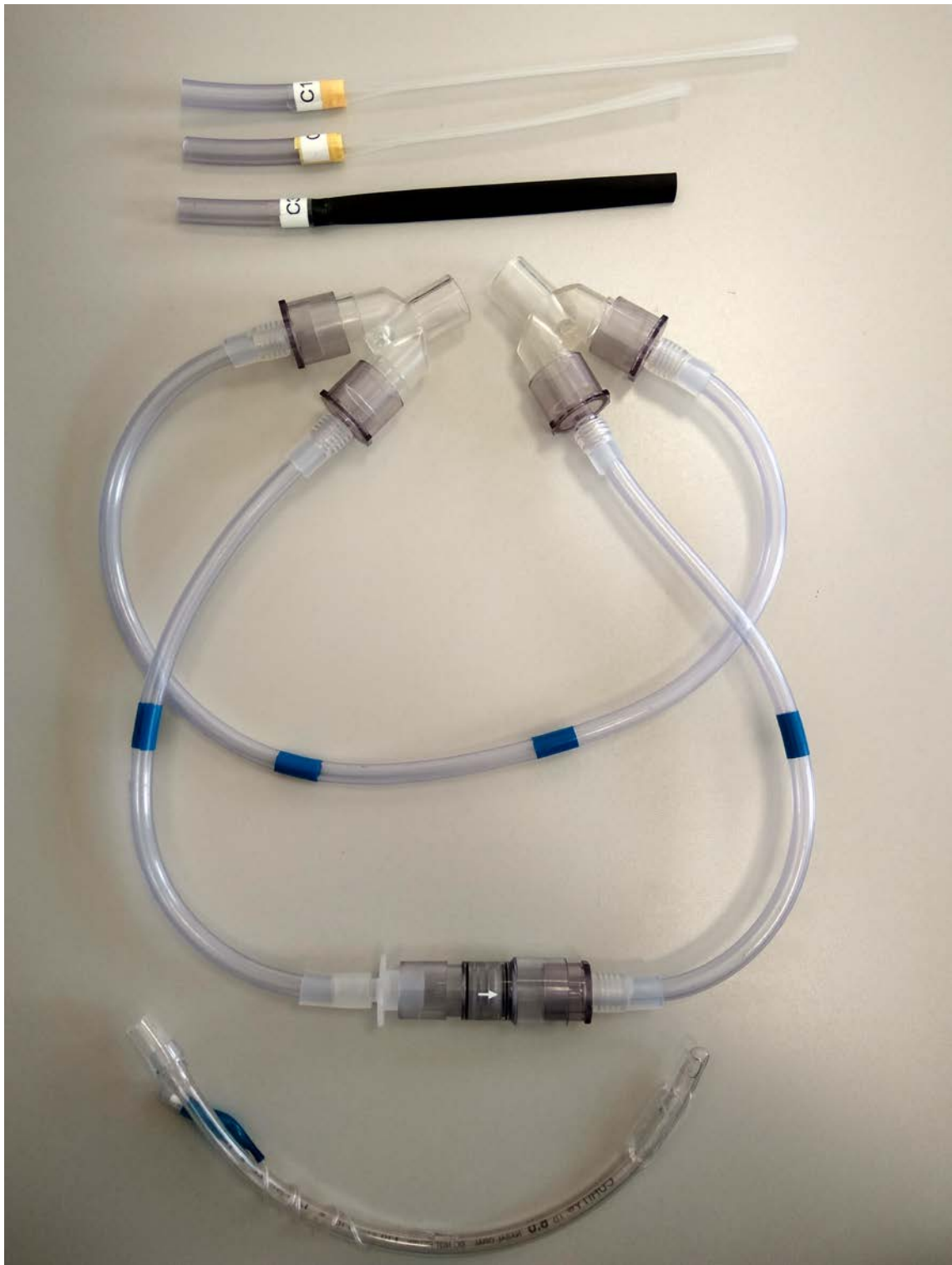
V této příloze jsou uvedeny všechny fotografie vyrobených sad rezistorů. Sada A je znázorněna na Obr. I, sada B na Obr. II, sada C na Obr. III a sada D na Obr. IV.



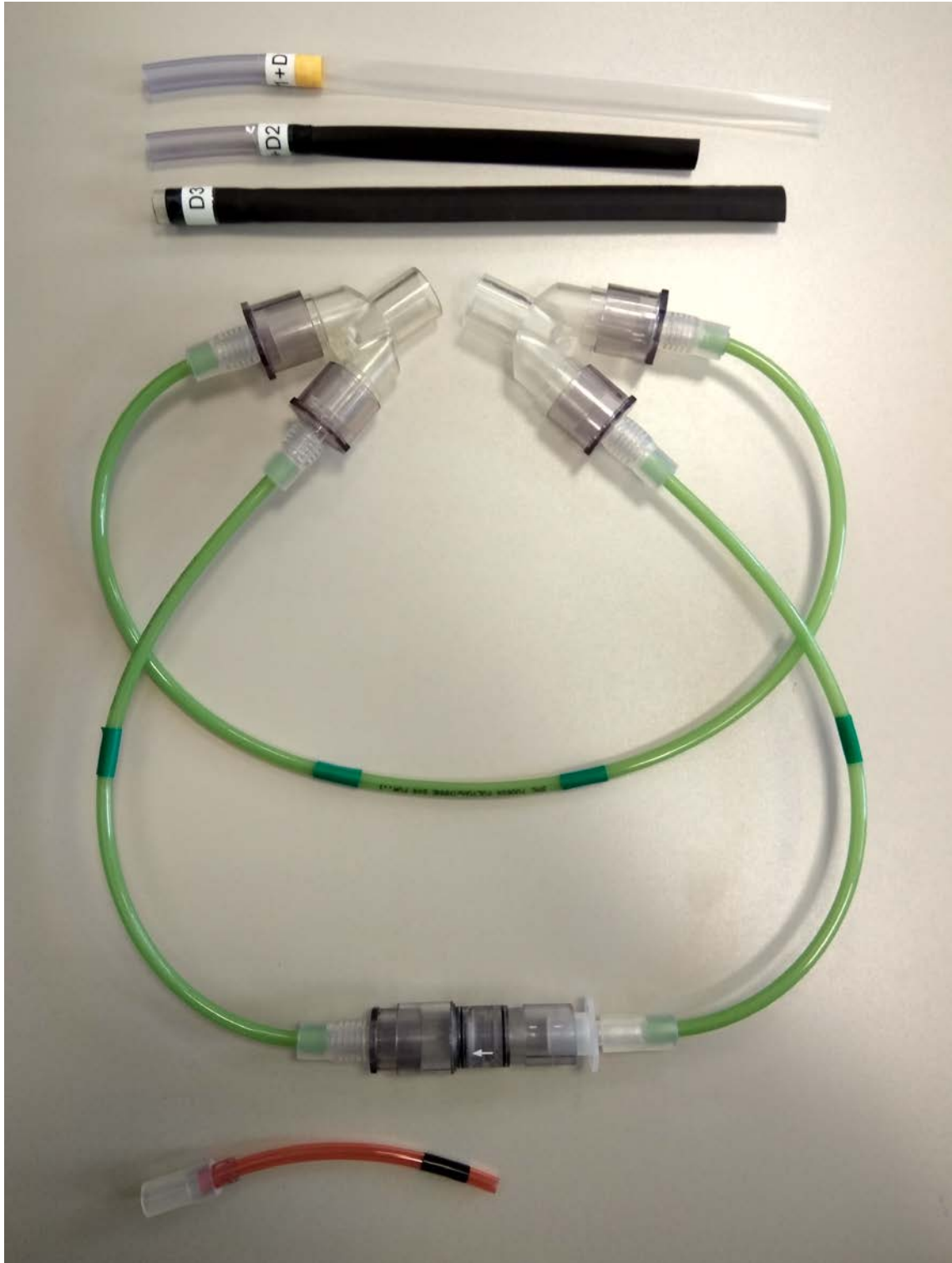
Obr. I: Vyrobená sada rezistorů A.



Obr. II: Vyrobená sada rezistorů B.



Obr. III: Vyrobená sada rezistorů C.



Obr. IV: Vyrobená sada rezistorů D.

Příloha C: Konverze jednotek

Tato příloha řeší konverzi z použitých konvenčních jednotek na jednotky soustavy SI.

Tlak:

$$1 \text{ cm H}_2\text{O} = 98,0665 \text{ Pa}$$

Rezistance:

$$1 \text{ cm H}_2\text{O} \cdot \text{s/L} = 98,0665 \text{ Pa} \cdot \text{s/L}$$

$$1 \text{ cm H}_2\text{O} \cdot \text{s/L} = 98\,066,5 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}^3$$

Příloha D: Obsah přiloženého CD

- Text bakalářské práce (BP_Lukas_Konupka.pdf)
- Abstrakt v českém jazyce (Abstrakt_CZ.pdf)
- Abstrakt v anglickém jazyce (Abstrakt_EN.pdf)
- Klíčová slova (Klicova_slova.pdf)
- Naskenované zadání bakalářské práce (Zadani_BP.pdf)
- Sešit MS Excel s naměřenými daty (Data_Konupka.xlsx)