ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Vlastnosti aktivních modelů plic při umělé plicní ventilaci

Characteristics of active lung models during mechanical ventilation

Bakalářská práce

.

Studijní program:	Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor:	Biomedicínský technik
Autor bakalářské práce:	Kristýna Launová
Vedoucí bakalářské práce:	prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Kladno 2017

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra biomedicínské techniky | Akademický rok: 2016/2017

Zadání bakalářské práce

Student:	**Kristýna Launová**
Obor:	Biomedicínský technik
Téma:	**Vlastnosti aktivních modelů plic při umělé plicní ventilaci**
Téma anglicky:	Characteristics of active lung models during mechanical ventilation

Zásady pro vypracování:

Navrhněte a proveďte experiment, při kterém budou zkoumány mechanické vlastnosti aktivních modelů plic (Hans Rudolph 1101 a ASL 5000). Ověřte limitace a použitelnost těchto modelů pro ventilační režimy s rychlými změnami průtoku a při vysokofrekvenční plicní ventilaci.

Seznam odborné literatury:

[1] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3
[2] Stranska M, Roubik K, Rozanek M., ASL 5000 lung model fails to simulate preset mechanical parameters during HFJV and volume control ventilation with a decelerating flow waveform in some ventilators, Biomedical Engineering-Biomedizinische Technik, ročník 59, číslo S1, 2014, S979-S982 s.

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

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

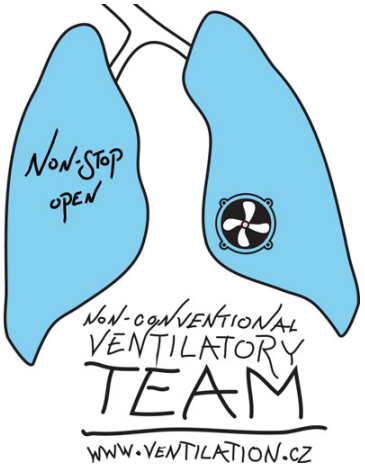
Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Vlastnosti aktivních modelů plic při umělé plicní ventilaci vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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 …...……...……...

Kristýna Launová

Poděkování



Ráda bych poděkovala svému vedoucímu prof. Ing. Karlu Roubíkovi, Ph.D., za odborné vedení, obětavou pomoc, čas a cenné rady během celé doby řešení mé bakalářské práce. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Václavu Ortovi za cenné rady a pomoc při zpracovávání této práce a paní Ing. Markétě Masopustové za obrovskou ochotu a trpělivost. Ráda bych také poděkovala ostatním členům Týmu nekonvenční umělé plicní ventilace na KBT FBMI, kteří mi poskytli přístroje, zpřístupnili metodiky a pomohli s praktickou realizací laboratorních experimentů.

ABSTRAKT

Vlastnosti aktivních modelů plic při umělé plicní ventilaci

Při vývoji a testování ventilační techniky, při jejich kalibracích, při vývoji nových ventilačních režimů, při výcviku respiračních terapeutů a u mnoha dalších případů se využívají fyzické modely respirační soustavy. Tyto modely můžeme rozdělit na pasivní a aktivní. Aktivní modely se od pasivních liší schopností simulace i bez připojeného ventilátoru. Chování těchto přístrojů (simulátorů) se může lišit při různých ventilačních režimech a proto je nutné jejich vlastnosti testovat a ověřovat.

Cílem této bakalářské práce bylo prověření mechanických vlastností aktivních modelů respirační soustavy ASL 5000 a Hans Rudolph 1101. Nejprve byla sestavena sada referenčních modelů o různých hodnotách poddajností. Dále se práce věnuje studii aktivních modelů respirační soustavy. Byla ověřena limitace a použitelnost těchto modelů pro ventilační režimy s rychlými změnami průtoku a při vysokofrekvenční plicní ventilaci. Byly definovány situace, ve kterých se modely chovají nestandardně. Studií modelů bylo zjištěno, že nestandardní chování těchto modelů je způsobeno chybnou simulací hodnoty odporu závislé na nastavené hodnotě poddajnosti.

Klíčová slova

model respirační soustavy; rigidní model; aktivní model; mechanické parametry; umělá plicní ventilace; vysokofrekvenční trysková ventilace; ASL 5000; Hans Rudolph 1101

ABSTRACT

Characteristics of active lung models during mechanical ventilation

In the development and testing of ventilation techniques, their calibrations, the development of new ventilation modes, the training of respiratory therapists and many other cases, physical models of the respiratory system are used. These models can be divided into passive and active. Active models differ from passive due to their ability to simulate without a connected ventilator. The behavior of these devices (simulators) may vary with different ventilation modes and therefore their properties must be tested and verified.

The aim of the bachelor thesis was to examine the mechanical properties of active lung models ASL 5000 and Hans Rudolph 1101. First, a set of reference models with different values of compliance was compiled. In addition, the thesis deals with the study of active lung models models. The limitations and usability of these models for ventilation modes with rapid flow changes and high-frequency pulmonary ventilation have been verified. There have been defined situations in which models behave in a non-standard way. The results of the studies show that the non-standard behavior of these models is due to a faulty simulation of the resistance value dependent on the set value of compliance.

Key words

model of the respiratory system; rigid model; active model; mechanical parameters; mechanical ventilation; high frequency jet ventilation; ASL 5000; Hans Rudolph 1101

Obsah

Seznam symbolů a zkratek **9**

Seznam obrázků **10**

Poznámky k použitým jednotkám a značením **12**

1 Úvod **13**

1.1 Cíle práce 13

1.2 Ventilační mechanika 13

1.2.1 Mechanické parametry respirační soustavy 14

1.2.2 Modely respirační soustavy 18

2 Příprava referenčních modelů respirační soustavy **21**

2.1 Měření těsnosti referenčních modelů respirační soustavy 21

2.2 Měření poddajnosti modelů respirační soustavy 23

2.3 Zpracování a vyhodnocení dat 26

2.4 Výsledky měření poddajnosti modelů respirační soustavy 27

3 Metody vyšetřování vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 ..... **29**

3.1 Chování aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 při tryskové ventilaci 29

3.2 Měření přesnosti charakteristiky mechanických parametrů ventilátory 30

3.3 Vliv ventilační frekvence na naměřenou poddajnost modelu 31

3.4 Vliv ventilační frekvence na dodaný dechový objem 31

3.5 Chování aktivních modelů plic při tlakové ventilaci 32

3.6 Chování aktivních modelů plic při ventilaci konstantním a degresivním průtokem 32

3.7 Zpracování výsledků studie modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 33

4 Výsledky studia vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 ..... **34**

4.1.1 Chování modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 při tryskové ventilaci 34

4.1.2 Měření přesnosti charakteristiky mechanických parametrů ventilátory 37

4.1.3 Vliv ventilační frekvence na naměřenou poddajnost modelu 39

4.1.4 Vliv ventilační frekvence na dodaný dechový objem 39
4.1.5 Chování aktivních modelů plic při tlakové ventilaci..... 40
4.1.6 Chování aktivních modelů plic při ventilaci konstantním a degresivním průtokem v inspiriu..... 42
5 Diskuse 45
6 Závěr 48
Seznam použité literatury 49
Příloha D: Obsah přiloženého CD 50

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a	–	Polytropický koeficient (exponent)
C	mL/cm H_2O	Poddajnost
C_0	mL/cm H_2O	Adiabatická poddajnost
$C_{0,3}$	mL/cm H_2O	Efektivní poddajnost
C_1	mL/cm H_2O	Poddajnost v čase 1 s od dokončení injekce plynu
C_5	mL/cm H_2O	Poddajnost v čase 5 s od dokončení injekce plynu
C_∞	mL/cm H_2O	Izotermická poddajnost
C_{CW}	mL/cm H_2O	Poddajnost hrudní stěny
C_L	mL/cm H_2O	Poddajnost plic
C_{rs}	mL/cm H_2O	Poddajnost respirační soustavy
C_{nast}	mL/cm H_2O	Poddajnost nastavená na modelu respirační soustavy
$C_{změř}$	mL/cm H_2O	Poddajnost změřená
l	m	Délka trubice
p, P	Pa, cm H_2O	Tlak
p_a	kPa	Atmosférický tlak
q	L/s	Průtok
r	m^2	Poloměr trubice
R	cm H_2O·s/L	Odpor, průtočný odpor
R_{aw}	cm H_2O·s/L	Průtočný odpor dýchacích cest
R_L	cm H_2O·s/L	Odpor plic
R_{rs}	cm H_2O·s/L	Odpor respirační soustavy
R_w	cm H_2O·s/L	Odpor hrudní stěny
R_{lt}	cm H_2O·s/L	Odpor plicní tkáně
RR	min^{-1}, bpm	Dechová frekvence
V	L	Objem
V_T	mL	Dechový objem
κ	–	Adiabatická konstanta
μ	Pa.s	Dynamická viskozita plynu

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
FBMI	Fakulta biomedicínského inženýrství
MTG	Multitryskový generátor – součást ventilátorů Paravent
RN-xx	Rigidní model o velikosti objemu xx litrů

Seznam obrázků

Obr. 1.1: Příklad parabolického rezistoru Rp 20 (Michigan Instruments, USA). 15

Obr. 1.2: Příklad lineárního rezistoru o velikosti 5 a 20 cm H_2O·s/L (Hans Rudolph, inc., Shawnee, Kansas, USA). 16

Obr. 1.3: Průběh tlakově-objemové křivky respirační soustavy..... 17

Obr. 1.4: Aktivní model plic ASL 5000 (IngMar Medical, Pittsburgh, PA, USA). 20

Obr. 1.5: Aktivní model plic Series 1101 Breathing Simulator (Hans Rudolph, inc., Shawnee,, Kansas, USA). 20

Obr. 2.1: Soustava pro měření těsnosti modelu. 22

Obr. 2.2: Sestava pro měření poddajnosti referenčních modelů respirační soustavy s napojeným senzorem pro kontinuální monitorování tlaku. 23

Obr. 2.3: Průběh změn tlaku v těsném modelu respirační soustavy při měření poddajnosti. 25

Obr. 2.4: Průběh změn tlaku v netěsném modelu respirační soustavy při měření poddajnosti. 25

Obr. 3.1: Rozložení soustavy při tryskové ventilaci rigidních modelů a aktivních modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101. 30

Obr. 4.1: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů (RN) při ventilaci tryskovým ventilátorem Paravent P s tryskou číslo I multitryskového generátoru MTG 8. 35

Obr. 4.2: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů (RN) při ventilaci tryskovým ventilátorem Paravent P s tryskou číslo II multitryskového generátoru MTG 8. 36

Obr. 4.3: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů (RN) při ventilaci tryskovým ventilátorem Paravent P s tryskou číslo III multitryskového generátoru MTG 8. 36

Obr. 4.4: Graf závislosti dodaného dechového objemu za čas u aktivního modelu plic Hans Rudolph 1101 pro nastavenou poddajnost 5 mL/cm H_2O, pro trysku číslo I a odpor 3,5 cm H_2O·s/L. 37

Obr. 4.5: Graf závislosti dodaného dechového objemu za čas u aktivního modelu plic Hans Rudolph 1101 pro nastavenou poddajnost 29 mL/cm H_2O, pro trysku číslo I a odpor 3,5 cm H_2O·s/L. 37

Obr. 4.6: Graf závislosti naměřené poddajnosti rigidního modelu ventilátorem na nastavené dechové frekvenci při objemově řízené ventilaci s konstantním průtokem v inspiriu ventilátory Avea a Veolar..... 38

Obr. 4.7: Graf závislosti naměřeného odporu rigidního modelu ventilátorem na nastavené dechové frekvenci při objemově řízené ventilaci s konstantním průtokem v inspiriu ventilátory Avea a Veolar. P..... 38

Obr. 4.8: Graf závislosti naměřené poddajnosti modelu ventilátorem Avea na ventilační frekvenci pro rigidní model RN-43, aktivní model plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101..... 39

Obr. 4.9: Graf závislosti dodaného dechového objemu na hodnotě ventilační frekvence pro rigidní model RN-43, aktivní model ASL 5000 a aktivní model Hans Rudolph 1101. 40

Obr. 4.10: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu při tlakové ventilaci s nastaveným tlakem 5 cm H_2O pro tři různé modely. 41

Obr. 4.11: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu při tlakové ventilaci s nastaveným tlakem 15 cm H_2O pro tři různé modely. ... 41

Obr. 4.12: Graf závislosti naměřené hodnoty poddajnosti na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s konstantním průtokem v inspiriu. 42

Obr. 4.13: Graf závislosti naměřené hodnoty poddajnosti na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s degresivním průtokem v inspiriu. 43

Obr. 4.14: Graf závislosti naměřené hodnoty odporu na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s konstantním průtokem v inspiriu..... 44

Obr. 4.15: Graf závislosti naměřené hodnoty odporu na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s degresivním průtokem v inspiriu..... 44

Poznámky k použitým jednotkám a značením

V textu bakalářské práce jsem pro poddajnost používala jednotku mL/cm H_2O, která nepatří k jednotkám soustavy SI, ale jedná se o jednotku velmi praktickou a v respirační péči často používanou. Stejně tak jsem namísto standardní jednotky používala pro průtočný odpor jednotku cm H_2O·s/L, která je často používaná v oblasti respirační péče.

Pro označení litrů jsem v práci využila symbol velké „L“. Důvodem pro toto označení je jednak snadná záměna graficky podobného malého písmene „l“ s číslem jedna „1“, což způsobuje zhoršení čitelnosti textu, a jednak je symbol preferován v zahraniční literatuře v oblasti respirační péče.

1 Úvod

Umělá plicní ventilace je používána k orgánové podpoře pacientů, u kterých došlo ke vzniku závažné poruchy ventilační nebo oxygenační funkce respiračního systému, nebo jim vznik této poruchy hrozí. Umělou plicní ventilaci představuje mechanický přístroj, který plně či částečně zajišťuje průtok plynů respiračním systémem [1].

Při testování a ověřování ventilační techniky, při jejich kalibracích a při výuce lékařů či respiračních terapeutů jsou využívány fyzické modely respirační soustavy, které jsou popsány základními mechanickými parametry. V praxi se využívají modely pasivní či aktivní, které se liší schopností samostatně simulovat dýchání i bez připojeného ventilátoru [2].

Tato bakalářská práce se zabývá studiem mechanických vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 při vysokofrekvenční ventilaci a u ventilačních režimů s rychlými změnami průtoku.

1.1 Cíle práce

Cílem této práce je provedení experimentů, při kterých budou zkoumány mechanické vlastnosti aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101. Určení limitace použitelnosti těchto modelů a definování, za jakých okolností jsou modely nestabilní.

Tento hlavní cíl práce se skládá ze dvou dílčích částí:

- Vytvoření sady rigidních nádob jako reference k porovnání s chováním aktivních modelů.
- Prověření modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 pro ventilační režimy s rychlými změnami průtoku a pro vysokofrekvenční ventilaci.

1.2 Ventilační mechanika

Primární funkcí respirační soustavy je dodání kyslíku do krve a z ní vyloučení oxidu uhličitého. Tento proces popisuje respirační mechanika. Při nádechu (inspiriu) vznikne alveolární podtlak vůči tlaku atmosférickému, který má za následek proudění plynu z vnějšího prostření do plic ve směru tlakového gradientu. Tento negativní tlak

je způsoben zvětšením objemu plic po kontrakci bránice a vnějších mezižeberních svalů. V této fázi překonávají dýchací svaly elastické retrakční (smrštivé) síly plic a hrudníku. Výdech (expirium) tak může díky těmto retrakčním silám být za fyziologických podmínek pasivním procesem [3] [4].

Umělá plicní ventilace funguje na opačném principu, tzn. hrudník je roztažen vzduchem natlačeným do plic pomocí ventilátoru. Pracuje tedy na principu přetlaku. Umělá plicní ventilace slouží jako podpora či náhrada oxygenační a ventilační funkce selhávajícího respiračního systému. Ventilace přetlakem zajišťuje výměnu plynů vytvořením inspiračního průtoku plynů cyklickým zvyšováním tlaku na místě vstupu do dýchacích cest [1] [3].

1.2.1 Mechanické parametry respirační soustavy

Základními parametry respirační soustavy jsou průtočný odpor dýchacích cest R a poddajnost respirační soustavy C. Tyto parametry jsou velice důležitými pojmy ve vztahu k umělé plicní ventilaci a dýchání.

Odpor respirační soustavy

Mechanické odpory jsou jedny ze základních veličin popisujících respirační soustavu. Dělíme je na odpory statické, které působí neustále a na odpory dynamické (průtočné). Pro popis rezistance respiračního systému R_{rs} zavádíme fyzikální veličinu průtočný odpor. Rezistance respiračního systému je tvořena rezistancí plic R_L a rezistancí hrudní stěny R_W, kdy R_L je definována jako součet rezistancí plicní tkáně R_{lt} a rezistence dýchacích cest R_{aw} [1] [3].

Zavedením veličiny R_{rs} využíváme vnější popis průtočné soustavy z hlediska popisu proudění plynů. Průtočný odpor udává tlakovou diferenci Δp mezi oběma konci průtočné soustavy při definovaném průtoku plynu q. Tato závislost je popsána vztahem [5]:

$$R = \frac{\Delta p}{q}. \tag{1.1}$$

Základní jednotkou průtočného odporu je Pa·s/L, v respirační péči se však běžně používají jednotky cm H_2O·s/L.

Parametr rezistance respiračního systému je závislý na plicním objemu, velikosti průtoku a druhu proudění (laminární či turbulentní). U malých průtoků je proudění laminární a není závislé na průtoku. U vyšších hodnot průtoku má proudění charakter turbulentní. Obecný popis pneumatického odporu lze definovat vztahem [5]:

$$\Delta p = a \cdot q^b, \tag{1.2}$$

kde Δp vyjadřuje tlakovou diferenci na rezistoru, q je průtok plynu a konstanty a a b charakterizují pneumatický odpor.

Je-li proudění plynu laminární, odpovídá hodnota exponentu b číslu 1 a odpor je přímo úměrný délce trubice a nepřímo úměrný čtvrté mocnině poloměru [5] [6]:

$$R = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4}, \tag{1.3}$$

kde μ je dynamická viskozita plynu, l je délka a r je poloměr trubice. Jednotkou je zde $Pa \cdot s \cdot m^{-3}$.

Při turbulentním proudění je hodnota exponentu b blízká číslu 2. Odpor kladený turbulentnímu proudění pak popisujeme vztahem ve tvaru [5]:

$$\Delta p = a \cdot q^2. \tag{1.4}$$

Nejběžnější realizací průtočného odporu jsou parabolické rezistory (clonky), u kterého je hodnota exponentu b blízká číslu 2, vzniká zde tedy turbulentní proudění. Realizace takového odporu je jednoduchá a hygienická údržba je snazší. Je vytvořen lokálním zúžením profilu trubice, které je tvořené přepážkou s malým otvorem uprostřed [5]. Příklad parabolického odporu je ukázán na Obr 1.1.

Obr. 1.1: Příklad parabolického rezistoru Rp 20 (Michigan Instruments, USA) [10].

Naopak realizace odporu lineárního je komplikovanější a nákladnější. Nejčastěji jsou tvořeny svazkem dostatečně dlouhých skleněných kapilár umístěných v poměrně široké trubici. Množství kapilár a jejich průměr určuje maximální hodnotu průtoku, do kterého lze rezistor považovat za lineární [5].

Další možností praktické realizace lineárního odporu je využití porézní keramiky, tence perforovaných plíšků či kovových vat a sítí [5]. Příklad lineárního odporu je ukázán na Obr.1.2.

Obr. 1.2: Příklad lineárního rezistoru o velikosti 5 a 20 cm H_2O·s/L (Hans Rudolph, inc., Shawnee, Kansas, USA), který je vyroben pomocí odporového síta. Oba vyobrazené lineární rezistory byly v této práci použity.

Poddajnost respirační soustavy

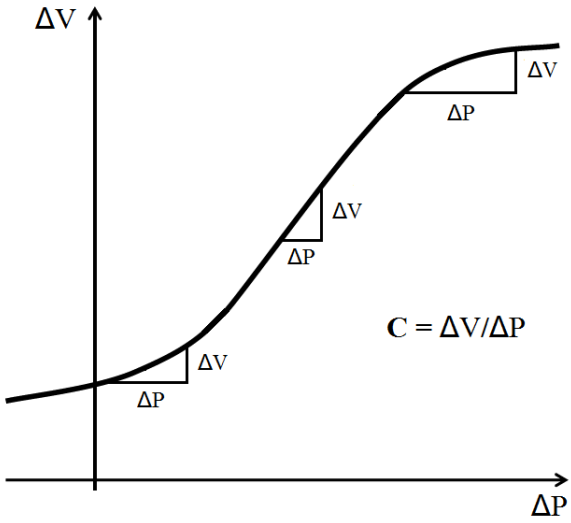
Poddajnost je veličina popisující schopnost respirační soustavy hromadit dodávaný plyn a je definována jako změna objemu vyvolaná změnou tlaku. U soustavy s nízkou poddajností způsobuje i malý dodaný objem velký nárůst tlaku. U soustavy s poddajností velkou vzniká při jejím plnění relativně malý přírůstek tlaku. Poddajnost soustavy stoupá se zvyšujícím se plicním objemem, lze ji tedy definovat jako přírůstek dodávaného objemu plynu ΔV při jednotkovém navýšení tlaku Δp [5]:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p}. \tag{1.5}$$

Základní jednotkou poddajnosti je m^3/Pa, v respirační péči se však běžně používají jednotky L/kPa, častěji však mL/cm H_2O.

Velikost poddajnosti dále ovlivňuje velikost retrakční (smrštivé) síly plic a to nepřímo úměrně. Poddajnost plic je tím nižší, čím větší je velikost retrakční síly. Celková poddajnost respirační soustavy R_{rs} je tvořena poddajností plic C_L a poddajností hrudní stěny C_{cw}.

Poddajnost plic se mění v závislosti na změně objemu, kdy nárůst objemu plic je nelineárně závislý na tlaku. Při nízkých hodnotách plicního objemu je poddajnost respirační soustavy také nízká, se zvyšující se hodnotou objemu stoupá i hodnota poddajnosti, ale po překročení určitého plicního objemu dochází opět k jejímu snižování [5]. Tuto závislost nejlépe prezentuje křivka tlakově-objemová znázorněná na Obr. 1.3.



Obr. 1.3: Průběh tlakově-objemové křivky respirační soustavy. Volně podle [3] [5].

Rozlišujeme poddajnost statickou a dynamickou. Statická poddajnost se vyjadřuje podílem objemu a tlaku při absenci průtoku plynu. Statická poddajnost reprezentuje elastickou odolnost plic a hrudní stěny. Dynamická poddajnost je definována jako podíl objemu a tlaku za přítomnosti průtoku plynu. Dynamická poddajnost reprezentuje neelastickou odolnost dýchacích cest a elastické vlastnosti plic a hrudní stěny [7].

Typické hodnoty mechanických parametrů respirační soustavy

Tato studie se zabývá simulací mechanických parametrů aktivními modely respirační soustavy. Je tedy podstatné znát typické hodnoty mechanických parametrů pro zdravého dospělého a kojeneckého pacienta. Vybrané hodnoty těchto parametrů jsou uvedeny v Tabulce 1.1.

Tabulka 1.1: Normální fyziologické hodnoty mechanických parametrů respirační soustavy

Parametr	Kojenec	Dospělý	Zdroj informací
Odpor R_{rs} (cm H_2O·s/L)	70,0	2,0 – 4,0	[8], [3]
Poddajnost C_{rs} (mL/cm H_2O)	2,6 – 4,9	1,0	[3]

1.2.2 Modely respirační soustavy

Ve vztahu k umělé plicní ventilaci jsou velice důležitou složkou fyzické modely respirační soustavy. V celé řadě případů je třeba využít soustavu se stálými a známými parametry. Takovými situacemi mohou být kalibrace, ověření, testování ventilační a monitorovací techniky, ale patří sem i vzdělávání, školení a praktický výcvik lékařů a respiračních terapeutů.

Modely plicní mechaniky se rozdělují na modely pasivní a aktivní. Pasivní modely jsou takové modely, které nevykazují žádnou snahu o dechový cyklus, nejsou tedy schopny samostatné simulace dýchání bez připojeného ventilátoru. Opakem jsou modely aktivní, které schopnost samostatné simulace mají a jednotlivé simulace jsou ve většině případů nastavovány řídicím systémem simulátoru.

Nejjednodušší realizací pasivního modelu respirační soustavy je rigidní nádoba, která má své mechanické parametry v čase neměnné a dané svým stálým objemem. V praxi je nejčastěji takovýmto modelem skleněný demižon. V případě známého objemu je poddajnost tohoto modelu definována jako poměr objemu nádoby k atmosférickému tlaku p_a [5]:

$$C = \frac{V}{p_a}. \tag{1.6}$$

V případě neznámého objemu rigidního modelu, je třeba provést měření k určení hodnoty poddajnosti. K provedení takového měření je třeba znát fyzikální děje probíhající v nádobě při rychlém plnění plynem. Při rychlé injekci plynu do nádoby

se plyn přivedený do nádoby roztahuje a svou zvýšenou rychlostí ohřívá, dochází k adiabatickému ději. Bezprostředně po injekci objemu plynu dochází k poklesu teploty plynu v modelu respirační soustavy způsobeným probíhající výměnou tepla plynu nádoby s teplotou plynu okolí. V okamžiku ustálení hodnoty tlaku v soustavě dochází k vyrovnání tepelného rozdílu plynu nádoby a plynu okolí. Při adiabatickém ději vzniká vyšší tlak, než v případě izotermického děje, kde k výměně teplot již nedochází.

Další realizací pasivního modelu jsou modely využívající pružné měchy, vaky nebo balónky, které mají, na rozdíl od rigidních nádob, své stěny poddajné. Stěny těchto modelů mění svůj celkový objem v závislosti rozdílu tlaku mezi okolím a vnitřním prostorem modelu. Takovéto modely jsou nejčastěji složeny ze dvou hlavních částí a to z tuhé přívodní hadice, která svou délkou a průměrem udává rezistanci modelu R a z pružného vaku, který svou elasticitou definuje poddajnost modelu C. Pružný materiál modelů se mění v čase, nelze tedy zaručit stálost jeho mechanických parametrů. Z tohoto důvodu se varianta pružných pasivních modelů nevyužívá ke kalibraci, ale spíše k iniciálnímu nastavení ventilátorů a ověření jejich funkce před připojením k pacientovi [2].

Příkladem aktivního modelu plic je model ASL 5000 Active Servo Lung (IngMar Medical, Pittsburgh, PA, USA), který simuluje pasivní i aktivní dýchání dospělého, dětského i neonatálního pacienta. Jádro tohoto přístroje tvoří válec s pístem, který je počítačově řízen v závislosti na požadovaných parametrech. Pokyny pro simulátor jsou nastavovány skrz připojený počítač s potřebným programem pro řízení modelu. Jednotlivé režimy simulace mohou být spouštěny pomocí přednastavených skriptů, nebo je možné měnit přednastavené hodnoty v reálném čase a pozorovat změny v chování simulátoru. V reálném čase lze zobrazovat grafy průběhu simulace s okamžitými hodnotami tlaků, objemů a průtoků [2]. Model ASL 5000 je zobrazen na Obr. 1.4.

Obr. 1.4: Aktivní model plic ASL 5000 (IngMar Medical, Pittsburgh, PA, USA).

Dalším příkladem komerčně dostupného aktivního modelu plic je přístroj Series 1101 Breathing Simulator (Hans Rudolph, USA), který simuluje dýchání dospělého pacienta. Simulátor se skládá z měchů, řídícího počítače a LCD displeje. Pokyny pro simulátor jsou nastavovány přímo na zařízení, které obsahuje předdefinované skripty, nebo je možné parametry měnit v reálném čase. Na simulátoru lze v reálném čase zobrazovat čtyři časové průběhy s okamžitými hodnotami zvolených signálů (průtok, tlak, objem, teplota) [2]. Model Hans Rudolph 1101 je zobrazen na Obr. 1.5.

Obr. 1.5: Aktivní model plic Series 1101 Breathing Simulator (Hans Rudolph, inc., Shawnee,, Kansas, USA).

2 Příprava referenčních modelů respirační soustavy

Pro studii ověřování správnosti simulace aktivních modelů plic je třeba použít model respirační soustavy, jehož parametry jsou přesně definované a neměnné v čase. V praxi často používanou variantou takového modelu je skleněný demižon, který má hodnotu poddajnosti danou svým objemem. Přesná hodnota objemu rigidních nádob však není známa, jelikož výrobce podává pouze přibližné hodnoty objemu nádob. A vzhledem k tomu, že určení objemu rigidních modelů pomocí vody je při velkých objemech nádob velice obtížné, je nutné provést měření. Aby bylo možné popsat tyto modely hodnotou poddajnosti, je třeba brát ohled na děj probíhající v nádobě při injekci plynu.

Dalšími zástupci modelu respirační soustavy jsou modely s poddajností nastavitelnou. Na rozdíl od rigidních nádob, modely s nastavitelnou poddajností své vlastnosti v čase mění. Jejich součástí jsou totiž vrapované vaky, pružiny či jiné pružné prvky, které mění své mechanické vlastnosti vlivem stárnutí materiálu, působením vlhkosti, změnami teploty a podobně. U takovýchto modelů je nutné simulaci nastavené poddajnosti ověřovat.

Pro porovnávání chování jednotlivých modelů za různých podmínek je nutné nejprve provést měření poddajnosti rigidních modelů, aby bylo možné nastavit stejné hodnoty poddajností u modelů nastavitelných. U nastavitelných modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 lze požadované hodnoty poddajnosti zadat přímo do řídícího programu simulátoru.

2.1 Měření těsnosti referenčních modelů respirační soustavy

U referenčních modelů respirační soustavy (sada rigidních nádob) byla nejprve provedena zkouška těsnosti. Testování bylo provedeno pomocí soustavy složené z měřeného modelu plic, velkoobjemové kalibrační stříkačky (Hans Rudolph, inc., Shawnee, Kansas U.S.A.) a rezervoáru s vodou. Rezervoár byl vyroben pomocí materiálu z nízkohustotního polyetylénu (LDPE – igelitová taška) a dvou kusů gumové obruče spojené do kruhu a upevněn kolem hrdla rigidní nádoby.

Poté byla k modelu připojena kalibrační stříkačka spojkou, která byla později využita při měření pro výpočet poddajnosti, viz níže. Při nalití vody do vyrobeného rezervoáru byl po následné injekci objemu plynu do modelu pozorován únik plynu (ucházející bubliny vzduchu). V případě netěsnosti soustavy bylo provedeno těsnění pomocí teflonové pásky a měření bylo opakováno. Řešení soustavy je ukázáno na obrázku Obr. 2.1.

Obr. 2.1: Soustava pro měření těsnosti modelu.

2.2 Měření poddajnosti modelů respirační soustavy

Pro měření poddajnosti referenčních modelů byla použita soustava složená z měřeného modelu plic, velkoobjemové kalibrační stříkačky (Hans Rudolph, inc., Shawnee, KS, USA) a monitoru tlaku (viz. Obr. 2.2). Stříkačka a daný model plic byly spojeny propojkou, která obsahuje odbočku pro připojení monitoru tlaku přes Luer Lock port. Použita byla kalibrační stříkačka o objemu 3 litry, přičemž pomocí nastavitelné zarážky byl zvolen požadovaný objem. Pro kontinuální záznam tlaku byl použit přístroj iMon 3, který je blíže popsán v publikaci Roubík et al [9].

Obr. 2.2: Sestava pro měření poddajnosti referenčních modelů respirační soustavy s napojeným senzorem pro kontinuální monitorování tlaku.

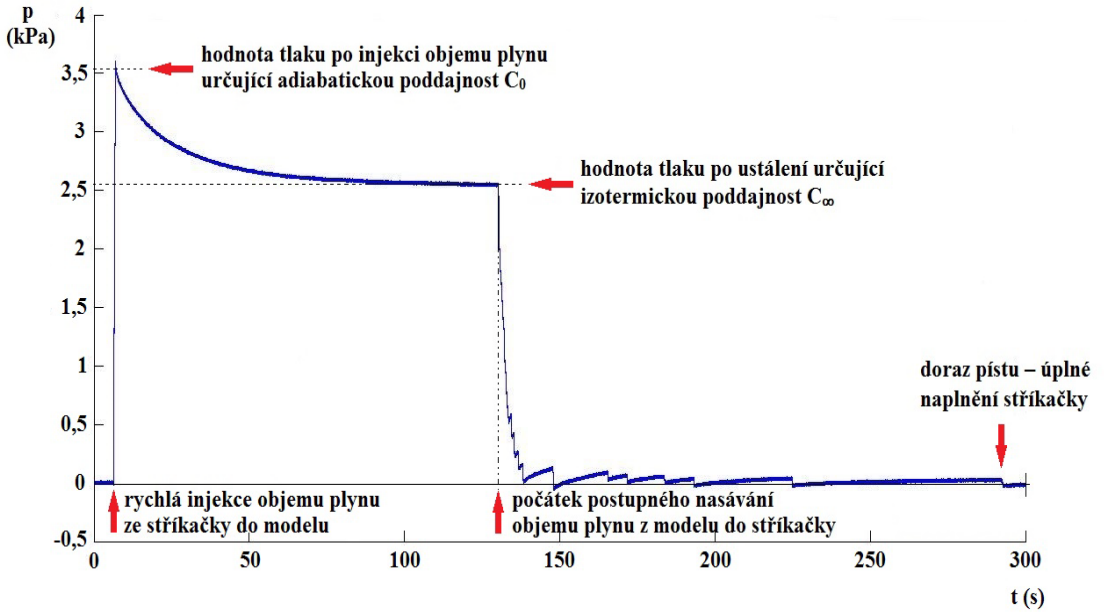
Před zahájením měření je do kalibrační stříkačky nasán požadovaný objem plynu a poté je stříkačka připojena k modelu plic. Následně je provedeno nulování senzoru tlaku, který je v tomto okamžiku od soustavy respirační model – kalibrační

stříkačka odpojen. Po nulování a připojení senzoru tlaku k soustavě je zapnut kontinuální záznam tlaku. Následuje rychlá injekce objemu plynu obsaženého v kalibrační stříkačce do modelu plic a pozoruje se změna tlaku v nádobě. U těsné soustavy dojde po určité době k ustálení hodnoty tlaku, u soustavy netěsné hodnota tlaku klesá až do vyrovnání tlaku s okolím. Doba ustálení se pohybuje od desítek sekund až po jednotky minut v závislosti na druhu a konstrukci soustavy.

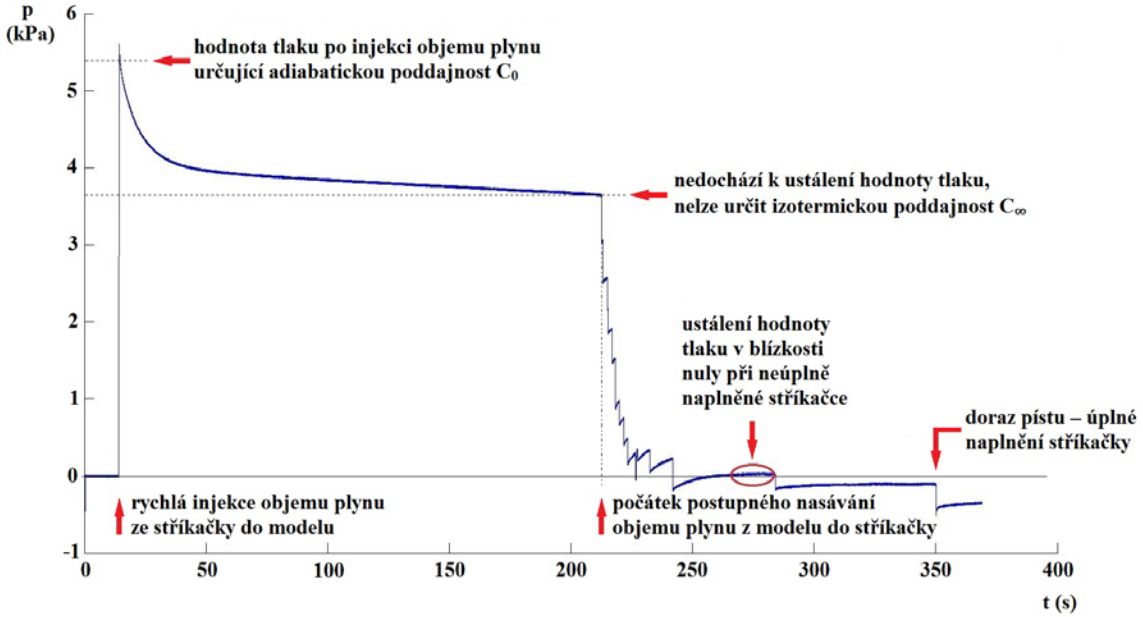
Po ustálení hodnoty tlaku v soustavě je vzduch opět nasáván do kalibrační stříkačky. Na rozdíl od počáteční injekce plynu do soustavy, je vzduch do injekční stříkačky nasáván pomalu a po dílčích objemech tak, aby se hodnota tlaku pohybovala v blízkosti nulové hodnoty. Zpětným nasáním celého injektovaného objemu do kalibrační stříkačky, a následným ponecháním dostatečného času pro ustálení soustavy, je dosaženo nulové hodnoty tlaku, která se již v čase nemění.

Dosažením stálé nulové hodnoty opětovným nasáním celého objemu stříkačky, lze danou soustavu považovat za těsnou a naměřené hodnoty tlaku mohou být použity pro výpočet adiabatické, efektivní i izotermické hodnoty (viz níže) poddajnosti modelu. V případě dosažení stálé nulové hodnoty v soustavě, ale nenasání celého objemu zpět do kalibrační stříkačky, došlo během měření k úniku plynu ze soustavy. Takovouto soustavu by nebylo možné považovat za těsnou a z tohoto měření by nebylo možné využít hodnoty tlaku pro výpočet hodnoty poddajnosti izotermické. Bylo by však možné využít hodnoty tlaku pro výpočet adiabatické a efektivní hodnoty poddajnosti modelu. Adiabatická a efektivní hodnota poddajnosti jsou totiž únikem plynu ovlivněny velmi málo. Zatímco izotermická hodnota poddajnosti je únikem plynu ovlivněna do značné míry a hodnota poddajnosti vypočtená z tohoto měření by nemohla být považována za správnou.

Příkladem probíhajících změn tlaku těsné soustavy je grafické znázornění na Obr. 2.3. Na Obr. 2.4 je znázorněn průběh změn tlaku soustavy netěsné.



Obr. 2.3: Průběh změn tlaku v těsném modelu respirační soustavy při měření poddajnosti. Při měření byl použit model o přibližném objemu 35 L.



Obr. 2.4: Průběh změn tlaku v netěsném modelu respirační soustavy při měření poddajnosti. Při měření byl použit model o přibližném objemu 5 L.

Křivka průběhu tlaku v soustavě ihned po injekci objemu plynu exponenciálně klesá, což je způsobeno poklesem teploty plynu v modelu respirační soustavy. Pokles je důsledkem probíhající výměny tepla plynu nádoby s teplotou plynu okolí. V okamžiku ustálení hodnoty tlaku v soustavě dochází k vyrovnání tepelného rozdílu plynu nádoby a plynu okolí. Při opětovném nasávání plynu z nádoby do stříkačky se snižuje teplota plynu a tím i hodnota tlaku.

Adiabatická poddajnost C_0 je poddajnost určená hodnotou tlaku bezprostředně po rychlé injekci objemu plynu do modelu. Zde dochází ke změně tlaku plynu uvnitř nádoby natolik rychle, že prakticky nedochází k výměně tepla s okolím. Efektivní poddajnost $C_{0,3}$ je hodnota určená v čase 0,3 s od dokončení rychlé injekce objemu plynu do nádoby. Tato hodnota poddajnosti byla určena z důvodu použití režimů s inspirační pauzou právě daných 0,3 s při dalším testování aktivních modelů plic. Izotermická hodnota poddajnosti C_∞ je určena z ustálené, v čase neměnné, hodnoty tlaku soustavy. Z kontinuálního záznamu změn tlaku byly pro lepší popis vývoje poddajnosti určeny hodnoty poddajnosti v čase 1 a 5 vteřin od dokončení rychlé injekce objemu plynu, označeny jako C_1 a C_5.

2.3 Zpracování a vyhodnocení dat

Data kontinuálního záznamu naměřená monitorem tlaku byla vyexportována do programu MS Excel a následně zpracována v programu Matlab (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). Nejprve byly vyobrazeny křivky průběhu změn tlaku v nádobách. Následně byly pro jednotlivé modely odečteny hodnoty tlaku bezprostředně po injekci, tedy v okamžiku dosažení maxima, dále hodnoty v časech 0,3 s, 1 s a 5 s od maxima a hodnota tlaku po jeho ustálení. Poddajnosti jednotlivých nádob byly vypočítány podle vztahu (1.5) a jsou uvedeny v Tabulce 2.1 v následujícím odstavci.

2.4 Výsledky měření poddajnosti modelů respirační soustavy

Měření poddajnosti bylo provedeno na škále rigidních modelů o přibližném objemu 5 L – 118 L a na termokompenzovaném modelu DuraLung o objemu 4 L. Rigidní modely představují nekompenzované modely respirační soustavy a jsou tvořeny jednotlivými skleněnými nádobami či jejich kombinací. Tyto nekompenzované modely budou v této práci označovány podle jejich přibližné hodnoty objemu v litrech dané výrobcem takto: RN-5, RN-10, RN-15, RN-25, RN-35, RN-54, RN-79, RN-89, RN-108, RN-118.

Tabulka 2.1: Hodnoty poddajností referenčních nádob daných jejich objemem

	Poddajnosti modelu C (mL/cm H_2O)				
	C_0	$C_{0,3}$	C_1	C_5	C_∞
RN-5	6,09	6,26	6,43	6,97	8,59
RN-10	9,94	10,12	10,32	11,17	13,62
RN-15	13,35	13,56	13,84	14,86	18,28
RN-25	20,77	21,30	21,86	23,34	28,91
RN-35	27,71	28,45	29,08	30,94	39,31
RN-54	41,96	43,19	44,20	47,34	59,05
RN-79	63,20	63,57	64,23	66,50	84,92
RN-89	68,43	68,96	69,69	72,85	93,65
RN-108	84,08	84,02	84,99	88,31	112,44
RN-118	93,54	94,21	94,67	98,47	123,47
DuraLung-4L	4,74	5,05	5,13	5,26	5,36

C_0 – adiabatická poddajnost, $C_{0,3}$ – efektivní poddajnost změřená v čase 0,3 s od injekce vzduchu do modelu, C_1 a C_5 – poddajnosti změřené v čase 1 s a 5 s od injekce vzduchu do modelu, C_∞ - izotermická poddajnost změřená po ustálení hodnoty tlaku v modelu

Pro každý z modelů byl vypočítán polytropický koeficient *a*, který vyjadřuje, zda má daný model charakter bližší ideálnímu izotermickému modelu či ideálnímu adiabatickému modelu.

Tabulka 2.2: Hodnoty polytropických koeficientů jednotlivých referenčních nádob

	a (–)
RN-5	1,37
RN-10	1,35
RN-15	1,35
RN-25	1,36
RN-35	1,38
RN-54	1,37
RN-79	1,34
RN-89	1,36
RN-108	1,34
RN-118	1,31
DuraLung-4L	1,06

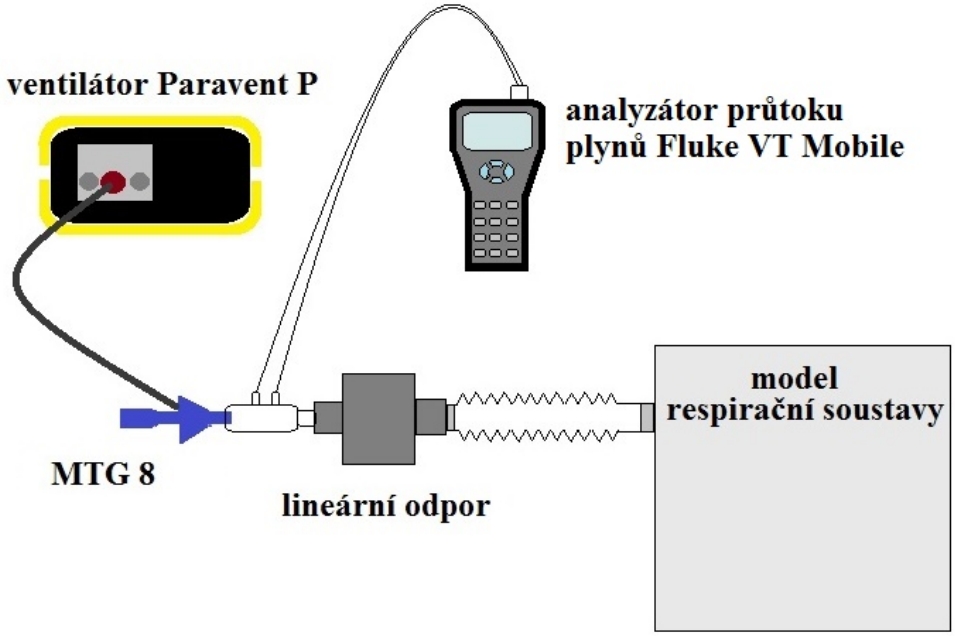
Polytropické koeficienty rigidních nádob uvedené v Tabulce 2.2 indikují charakter blížící se ideálnímu adiabatickému modelu. Jejich hodnoty polytropických koeficientů se blíží adiabatické konstantě vzduchu $\kappa = 1{,}39$. Naopak termokompenzovaný model DuraLung-4L se hodnotou svého polytropického koeficientu blíží číslu 1, jeho charakter se tedy více podobá ideálnímu izotermickému modelu.

3 Metody vyšetřování vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101

Z dosavadních studií bylo zjištěno odlišné chování modelu ASL 5000 při vysokofrekvenční tryskové ventilaci od chování očekávaného. Bylo zjištěno, že toto nestandardní chování je způsobené nesprávnou simulací nastaveného odporu a s malou chybou i simulací vyšší hodnoty poddajnosti než bylo nastaveno. Po této studii byl model poslán na servisní opravu. Úkolem této práce je provést novou studii modelu ASL 5000 a vytvořit totožnou studii pro model Hans Rudolph 1101. Chování těchto dvou aktivních modelů plic je porovnáváno s referenčními modely skládajícími se ze skleněných rigidních nádob, či jejich kombinací. Rigidní nádoby byly zvoleny kvůli svým časově neměnným mechanickým parametrům. Vzhledem k důležitosti referenčních modelů pro tuto studii byla těmto modelům věnována značná pozornost v kapitole 2.

3.1 Chování aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 při tryskové ventilaci

Nejprve bylo provedeno měření simulace aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 při tryskové ventilaci s použitím ventilátoru Paravent P. Tento ventilátor je schopen ventilace s jedinou frekvencí 120 dechů za minutu a poměrem doby inspiria ku expiriu (I:E) 1:1. Využitím multitryskového generátoru MTG 8 lze však získat tři různé dechové objemy v závislosti na zvolené trysce generátoru (I, II nebo III). Na modelu ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 byl nastavován rozsah poddajností od 5 – 94 mL/cm H_2O. Zároveň byl na těchto modelech sofwarem nastaven lineární odpor nejmenší možný 3,5 cm H2O·s/L, 5 cm H2O·s/L a nebo 20 cm H2O·s/L. Identické měření bylo provedeno s referenčními modely, před které byl přidán lineární odpor (Hans Rudolph, inc., Shawnee, Kansas U.S.A.) 5 cm H2O·s/L, 20 cm H2O·s/L a nebo nebyl přidán odpor žádný. Měřen byl dodaný dechový objem analyzátorem průtoku plynů Fluke VT Mobile. Rozložení soustavy je názorně ukázáno na Obr. 3.1.



Obr. 3.1: Rozložení soustavy při tryskové ventilaci rigidních modelů a aktivních modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101.

3.2 Měření přesnosti charakteristiky mechanických parametrů ventilátory

Pro studium simulace mechanických parametrů aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 byly v následujících kapitolách použity ventilátory Veolar (Hamilton Medical, Bonaduz, Švýcarsko) a Avea (CareFusion, California U.S.A). Z tohoto důvodu se kapitola věnuje určením přesnosti charakteristiky mechanických parametrů modelů danými ventilátory. Na přístrojích byla nastavena objemově řízená ventilace s konstantním průtokem v inspiriu, inspirační pauzou 0,3 s a stejným poměrem inspiria ku expiriu (na ventilátoru Avea byl nastaven poměr 1:1; na ventilátoru Veolar byl měněn procentuální poměr I:E se zvyšující se dechovou frekvencí tak, aby byla zároveň dodržena inspirační pauza 0,3 s). Dechový objem byl zvyšován od hodnoty 10 dechů za minutu do 50 dechů za minutu, se skokem 5 dechů za minutu. V úloze byla použita rigidní nádoba RN-35. Před samotný rigidní model byl přidán lineární odpor 5 nebo 20 cm H_2O·s/L. Měřena byla poddajnost a odpor danými ventilátory.

3.3 Vliv ventilační frekvence na naměřenou poddajnost modelu

Další měření bylo provedeno pouze s ventilátorem Avea, jelikož ventilátor Veolar neumožňuje ventilaci objemově řízenou s degresivním průtokem. Byly studovány tři různé modely. Model rigidní nádoby RN-54, aktivní model plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101. Na ventilátoru Avea byla nastavena objemově řízená ventilace s degresivním průtokem v inspiriu, dechový objem 400 mL a dechová frekvence byla zvyšována od hodnoty 5 dechů za minutu do 50 dechů za minutu, se skokem 5 dechů za minutu. Poměr I:E byl volen tak, aby ventilátor Avea v každém měření ukázal hodnotu poddajnosti, nicméně snahou bylo získat poměr co nejbližší poměru 1:1. Před rigidní model byl přidán lineární odpor 20 cm H2O·s/L. U aktivních modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 byl odpor 20 cm H2O·s/L a poddajnost 43,2 mL/cm H_2O nastaveny sofwarem. Poddajnost byla zvolena tak, aby odpovídala naměřené hodnotě rigidního modelu RN-54. Měřena byla poddajnost ventilátorem Avea.

3.4 Vliv ventilační frekvence na dodaný dechový objem

Při tomto měření byly porovnávány opět tři různé modely. Rigidní model označený jako RN-54, aktivní model plic ASL 5000 a aktivní model plic Hans Rudolph 1101. Úkolem tohoto měření bylo zjištění, zda aktivní modely plic správně simulují nastavenou hodnotu poddajnosti. Modely byly ventilovány tryskovým ventilátorem Paravent PATe (Elmet, Přelouč, ČR) s využitím trysky II multitryskového generátoru MTG 8. Ventilátor Paravent PATe je schopen nastavení dechových objemů 20, 40, 120 nebo 180 dechů za minutu a poměru inspiria ku expiriu 2:1, 1:1 nebo 1:2. Při měření byly využity všechny možnosti ventilační frekvence ventilátoru a poměr inspiria ku expiriu 1:1. Před rigidní model nebyl přidán žádný odpor a u aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 byl nastaven nejnižší možný odpor 3,5 cm H2O·s/L. Měřen byl dodaný dechový objem analyzátorem plynů Fluke VT Mobile.

3.5 Chování aktivních modelů plic při tlakové ventilaci

Předmětem dalšího testování aktivních modelů plic byla tlaková ventilace ventilátorem Veolar pro dvě hodnoty tlaku s konstantní dechovou frekvencí. Měření tlakovou ventilací bylo provedeno kvůli podobnosti tlakové křivky s tlakovou křivkou ventilace tryskovým ventilátorem Paravent P použitým v kapitole 3.1. Na ventilátoru Veolar byla nastavena tlakově řízená ventilace nejprve s hodnotou tlaku 5 cm H_2O, která byla zvolena kvůli podobnosti dodaného dechového objemu právě se zmíněným tryskovým ventilátorem. Poté byl nastaven tlak s hodnotou 15 cm H_2O, který je obvyklý při ventilaci pacientů. Pro dechovou frekvenci byla zvolena hodnota 20 dechů za minutu a procentuální poměr I:E byl zvolen tak, aby byla dodržena inspirační pauza 0,3 s a poměr odpovídal poměru 1:1 (tedy poměr 5 % ku 5 %). Dechový objem byl nastaven na 400 mL. Ostatní hodnoty byly ponechány na hodnotě nejnižší možné. Před referenční modely byl přidán lineární odpor 5 cm H2O·s/L, 20 cm H2O·s/L a nebo nebyl přidán žádný. U aktivních modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 byl lineární odpor nastaven sofwarem na nejnižší možnou hodnotu 3,5 cm H2O·s/L, 5 cm H2O·s/L a nebo 20 cm H2O·s/L. Měřen byl dodaný dechový objem analyzátorem plynů Fluke VT Mobile.

3.6 Chování aktivních modelů plic při ventilaci konstantním a degresivním průtokem

V poslední fázi studie byly tři modely plic ventilovány ventilátorem Avea objemově řízenou ventilací s konstantním či degresivním průtokem. Měření bylo provedeno pro dechovou frekvenci 15 dechů za minutu s poměrem inspiria ku expiriu 1:1, inspirační pauzou 0,3 s a dechovým objemem 400 mL. Hodnota maximálního průtoku byla volena tak, aby bylo dosaženo požadovaného poměru I:E. Ostatní nastavované hodnoty byly sníženy na minimum. Před referenční modely byl přidán lineární odpor 5 cm H2O·s/L, 20 cm H2O·s/L a nebo nebyl přidán žádný. U aktivních modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 byl lineární odpor nastaven sofwarem na nejnižší možnou hodnotu 3,5 cm H2O·s/L, 5 cm H2O·s/L nebo 20 cm H2O·s/L. Měřena byla poddajnost a odpor určené ventilátorem.

3.7 Zpracování výsledků studie modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101

Výsledky studie chování aktivních modelů plic získané přímo ventilátory či analyzátorem průtoku byly zpracovány a graficky znázorněny v následujících odstavcích. Vzhledem k tomu, že odchylky sledovaných parametrů od očekávaných hodnot závisejí i na obtížně definovatelných parametrech (například na tvaru průtokového signálu) a vzhledem k tomu, že cílem této práce nebylo porovnat přesnost jednotlivých modelů plic, ale porovnat chování modelů vůči ostatním modelům, byly hodnoty poddajností nastavovány na hodnotu přibližně odpovídající poddajnostem rigidních modelů. Vyhodnocení výsledků všech měření bylo tedy prováděno porovnáním trendů křivek aktivních modelů s trendy křivek referenčních modelů.

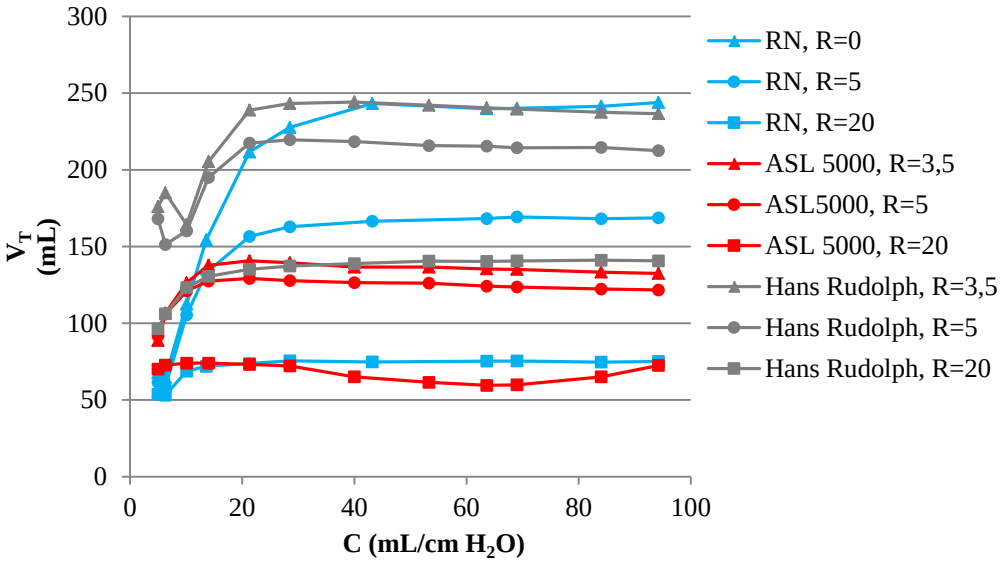
4 Výsledky studia vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101

Výsledky jednotlivých testů vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 jsou uvedeny ve stejném pořadí, jako v předchozích odstavcích 3.1 až 3.6.

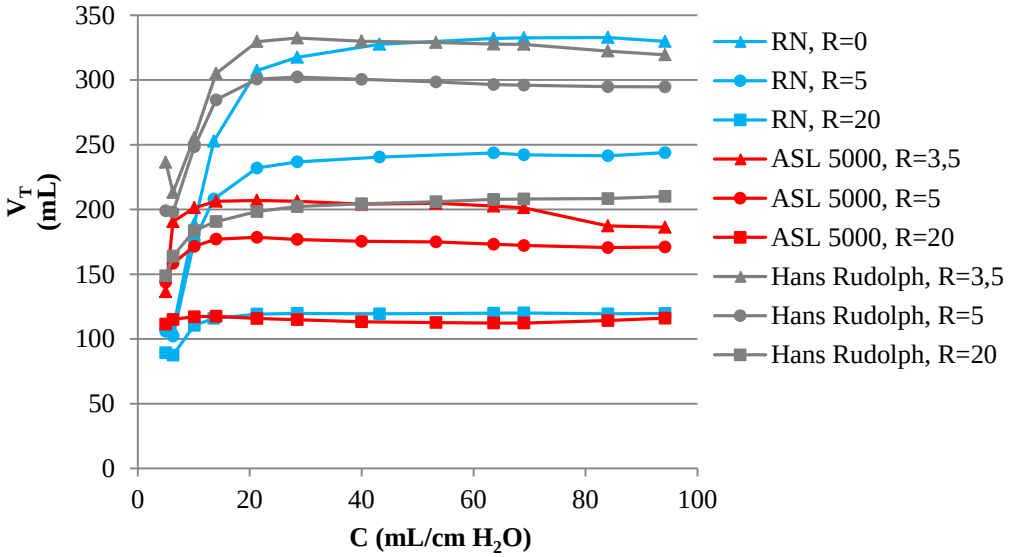
4.1.1 Chování modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 při tryskové ventilaci

Výsledky měření studovaných modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů při vysokofrekvenční tryskové ventilaci jsou znázorněny na Obr. 4.1 pro trysku I, na Obr. 4.2 pro trysku II a na Obr. 4.3 pro trysku III. Jsou zde graficky prezentovány závislosti dodaných dechových objemů na nastavené poddajnosti pro tři odpory u každého modelu. U referenčních modelů se při zvyšující hodnotě poddajnosti zvětšuje hodnota dechového objemu či dochází k její stagnaci. V případě nižších hodnot nastavené poddajnosti dochází k poměrně velkému nárůstu dodaného dechového objemu, zatímco u hodnot vyšší poddajnosti rostou hodnoty dechového objemu pomaleji či dochází ke stagnaci. U aktivního modelu ASL 5000 mají trendy křivek poněkud rozdílný charakter. U nízkých hodnot poddajnosti sice dochází k malému nárůstu dodávaného dechového objemu, avšak již u hodnoty poddajnosti 20 mL/cm H_2O dochází k jeho postupnému poklesu. U aktivního modelu Hans Rudolph 1101 dochází k poklesu dodaného dechového objemu se zvyšující se hodnotou poddajnosti u odporů 3,5 cm H2O·s/L a 5 cm H2O·s/L. Zároveň se u těchto odporů při použití trysek I a II simulátor Hans Rudolph 1101 choval nestandardně pro nejnižších dvě nastavené hodnoty poddajnosti (5 a 6 mL/cm H_2O). Hodnoty dechového objemu u těchto dvou poddajností jsou vyšší, a nezapadají do očekávaného trendu křivek. Pro ukázku tohoto nestandardního chování aktivního modelu plic Hans Rudolph 1101 při nejnižší hodnotě nastavené poddajnosti bylo vytvořeno grafické znázornění měřeného dechového cyklu, který je prezentován na Obr. 4.4. Tento záznam byl nahráván řídicím systémem samotného simulátoru. Naopak u odporu 20 cm H2O·s/L dochází k růstu či stagnaci stejně, jako u referenčních modelů. A zároveň zde nedochází k nestandardnímu chování u nejnižších dvou hodnot

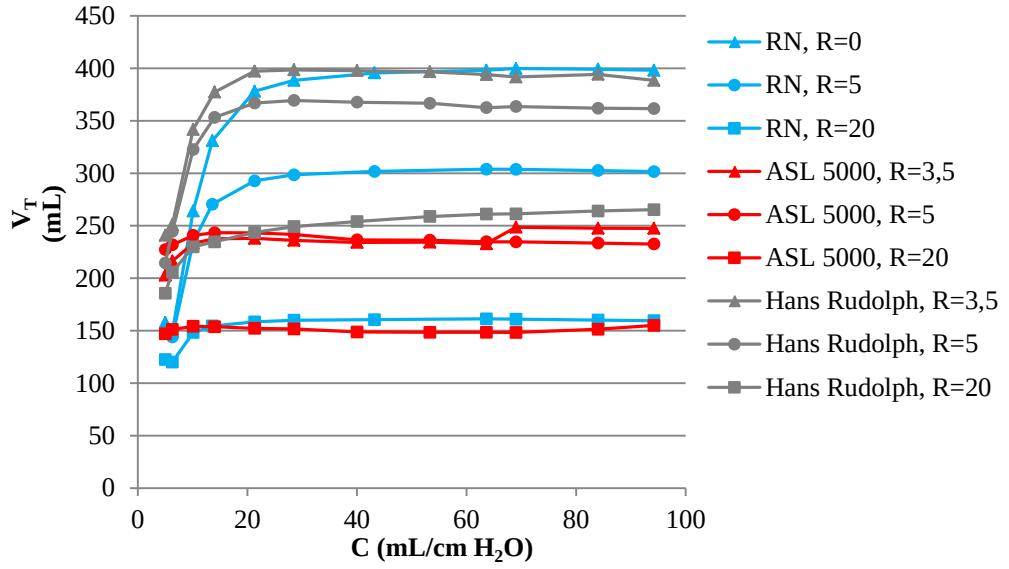
nastavené poddajnosti, jako u odporů 3,5 a 5 cm H2O·s/L. Ukázkou očekávaného chování je pro tento model prezentován záznam měření na Obr. 4.5, kde byla nastavena hodnota poddajnosti 29 mL/cm H_2O.



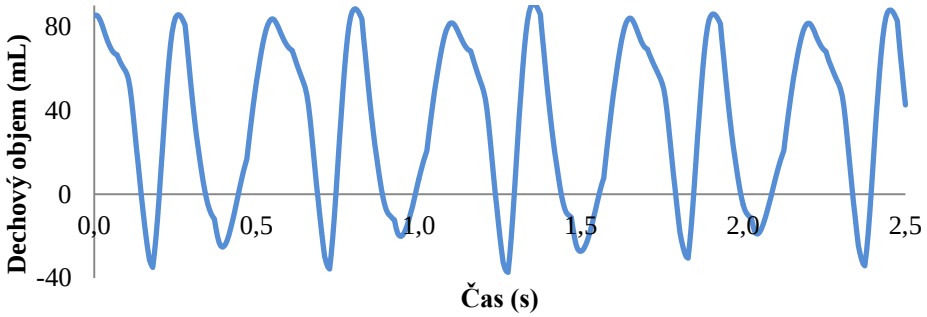
Obr. 4.1: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů (RN) při ventilaci tryskovým ventilátorem Paravent P s tryskou číslo I multitryskového generátoru MTG 8. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.



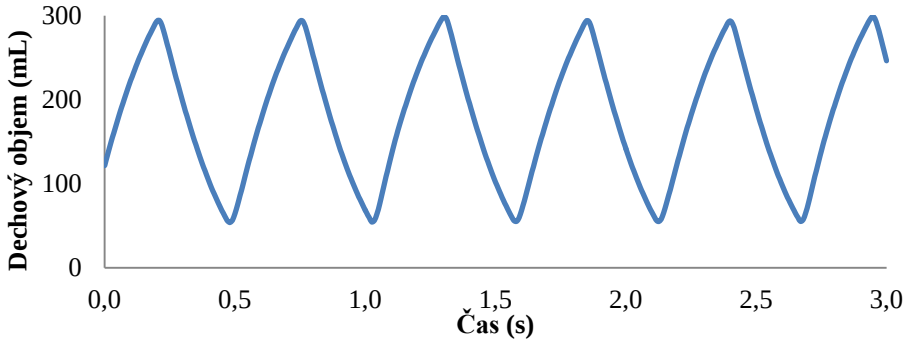
Obr. 4.2: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů (RN) při ventilaci tryskovým ventilátorem Paravent P s tryskou číslo II multitryskového generátoru MTG 8. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.



Obr. 4.3: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, Hans Rudolph 1101 a referenčních modelů (RN) při ventilaci tryskovým ventilátorem Paravent P s tryskou číslo III multitryskového generátoru MTG 8. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.



Obr. 4.4: Graf závislosti dodaného dechového objemu za čas u aktivního modelu plic Hans Rudolph 1101 pro nastavenou poddajnost 5 mL/cm H_2O, pro trysku číslo I a odpor 3,5 cm H_2O·s/L.

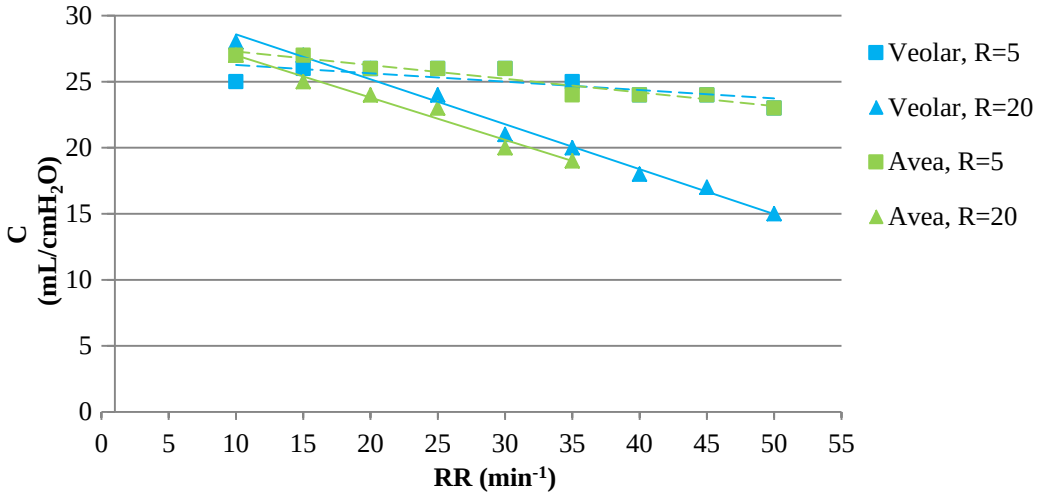


Obr. 4.5: Graf závislosti dodaného dechového objemu za čas u aktivního modelu plic Hans Rudolph 1101 pro nastavenou poddajnost 29 mL/cm H_2O, pro trysku číslo I a odpor 3,5 cm H_2O·s/L.

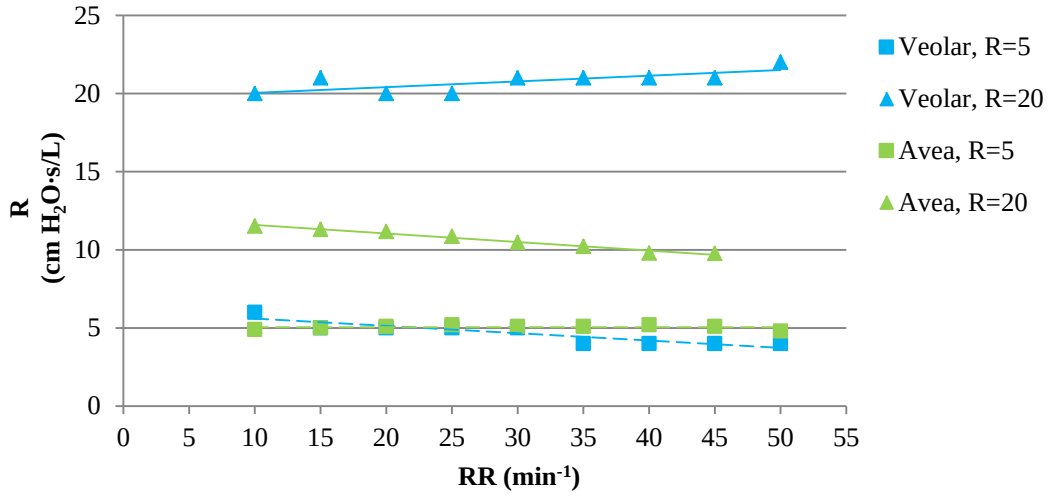
4.1.2 Měření přesnosti charakteristiky mechanických parametrů ventilátory

Výsledky měření přesnosti charakteristiky mechanických parametrů ventilátory jsou graficky znázorněny na Obr. 4.6, na kterém je prezentována závislost naměřené poddajnosti na zvyšující se ventilační frekvenci, a na Obr. 4.7, na kterém je prezentována závislost naměřeného odporu na zvyšující se ventilační frekvenci. Z obrázku 4.6 je patrné, že se hodnota naměřené poddajnosti modelu snižuje s vyšší hodnotou ventilační frekvence, přičemž se skutečné hodnoty měřeného rigidního modelu nijak nezměnily. Vzhledem k této chybě měření se v následujících testech používala nižší ventilační frekvence (15 a 20 dechů za minutu). Při měření závislosti naměřeného odporu na ventilační frekvenci, které je ukázáno na Obr. 4.7 ventilátor Veolar definoval oba odpory přibližně přesně, zatímco ventilátor Avea definoval vyšší

odpor (20 cm H2O·s/L) se značnou chybou. Určil hodnotu tohoto odporu, jako hodnotu blížící se hodnotě 10 cm H2O·s/L, místo očekávaných 20 cm H2O·s/L. Hodnotu nižšího odporu 5 cm H2O·s/L určoval ventilátor Avea téměř shodnou jako ventilátor Veolar. Vzhledem k těmto výsledkům měření byly následující studie vyhodnocovány podle trendů křivek, nikoli podle konkrétních naměřených hodnot.



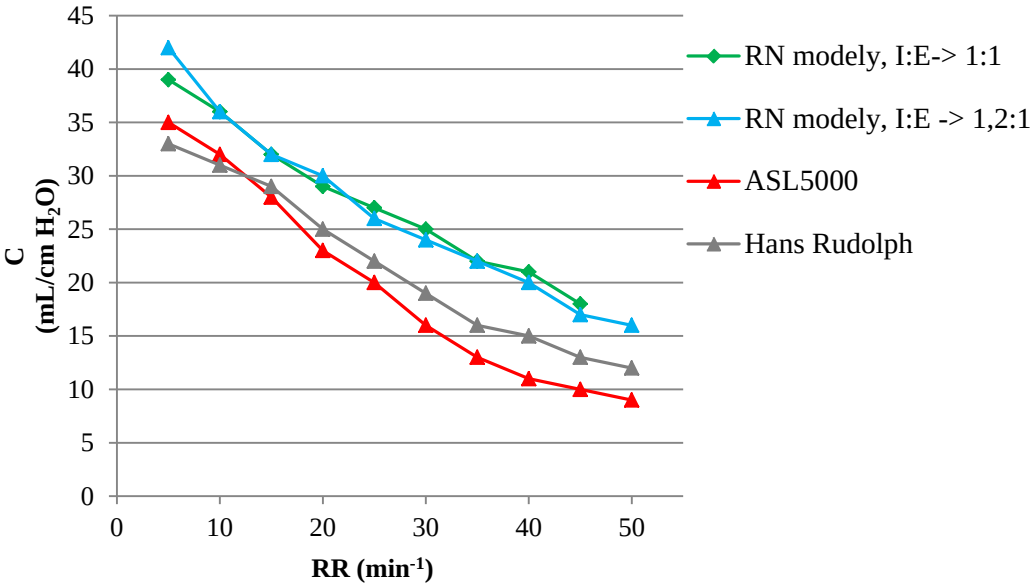
Obr. 4.6: Graf závislosti naměřené poddajnosti rigidního modelu ventilátorem na nastavené dechové frekvenci při objemově řízené ventilaci s konstantním průtokem v inspiriu ventilátory Avea a Veolar. Použit byl rigidní model RN-29. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.



Obr. 4.7: Graf závislosti naměřeného odporu rigidního modelu ventilátorem na nastavené dechové frekvenci při objemově řízené ventilaci s konstantním průtokem v inspiriu ventilátory Avea a Veolar. Použit byl rigidní model RN-29. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.

4.1.3 Vliv ventilační frekvence na naměřenou poddajnost modelu

Dalším měřením byl zkoumán vliv změny ventilační frekvence na naměřenou poddajnost modelu. Výsledky tohoto měření jsou vyobrazeny na Obr. 4.8. Pro rigidní model RN-43 bylo nejprve provedeno měření s poměrem inspiria ku expiriu 1:1 a následně s poměrem 1,2:1, jelikož v případě shodného poměru, ventilátor Avea neukazoval hodnotu poddajnosti pro nejvyšší nastavenou ventilační frekvenci (50 dechů za minutu). Výsledné trendy křivek obou aktivních modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 jsou položeny níže, než křivka modelu rigidního. U nižších hodnot ventilační frekvence je rozdíl malý, ale s postupným navyšováním ventilační frekvence se zvětšuje i rozdíl mezi jednotlivými modely. I tento rozdíl je však malý. Klesající trend křivek je v souladu s chybou vyhodnocování hodnoty poddajnosti ventilátorem popsané v předchozím odstavci.

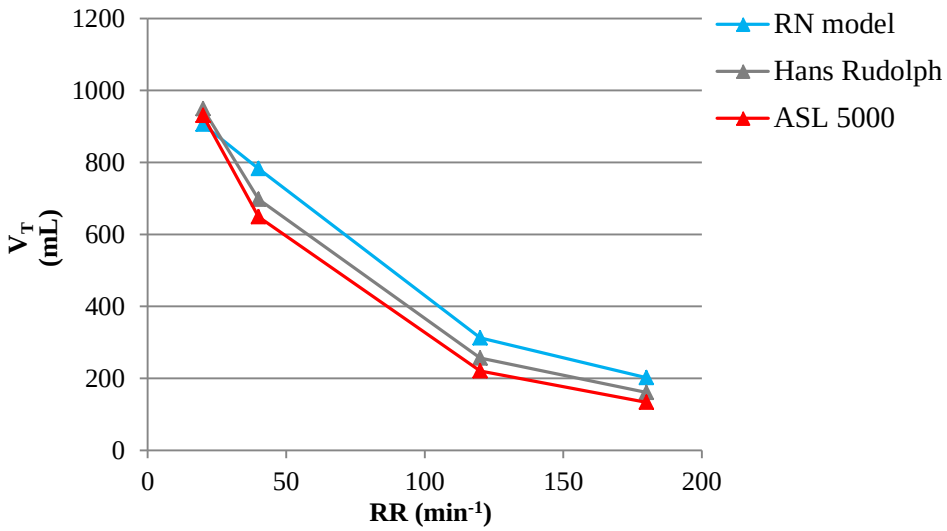


Obr. 4.8: Graf závislosti naměřené poddajnosti modelu ventilátorem Avea na ventilační frekvenci pro rigidní model RN-43, aktivní model plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101. U rigidního modelu byla provedena dvě měření. První pro poměr inspiria ku expiriu (I:E) 1:1 a druhé pro poměr 1,2:1.

4.1.4 Vliv ventilační frekvence na dodaný dechový objem

V této části studie byla testována správnost simulace poddajnosti aktivních modelů plic se zvyšující se ventilační frekvencí při tryskové ventilaci ventilátorem Paravent PATe. Tento ventilátor však nemá schopnost měření hodnot poddajností,

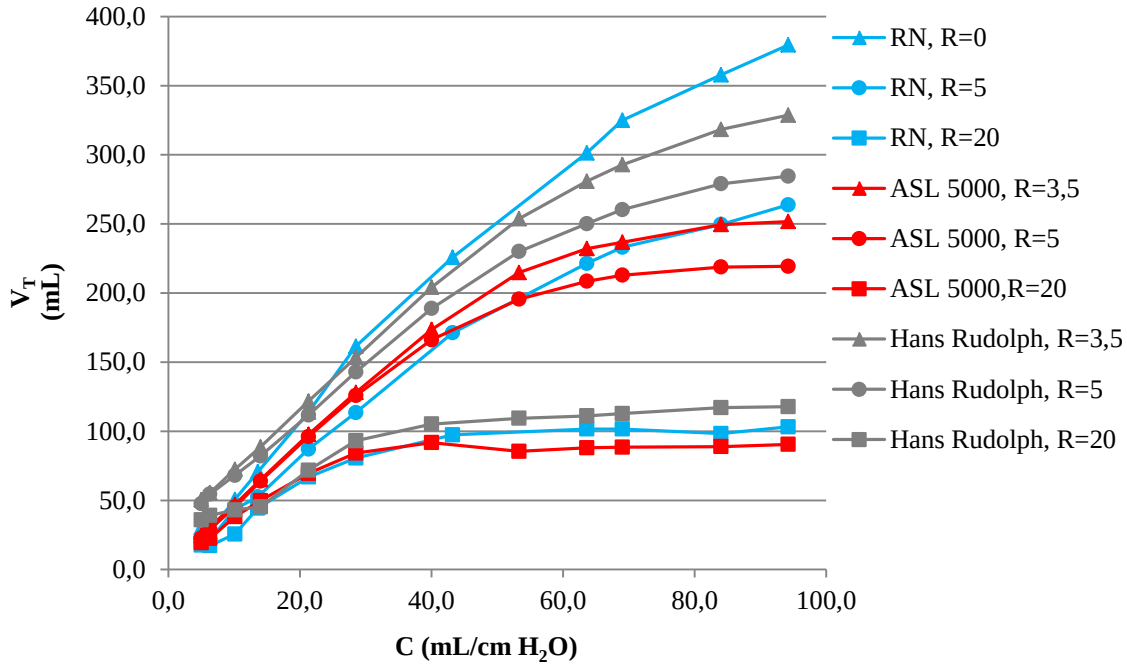
byl proto měřen dodávaný dechový objem analyzátorem průtoků Fluke VT Mobile. Výsledky tohoto měření jsou prezentovány na Obr. 4.9. Trendy křivek všech studovaných modelů jsou velice podobné, chyba popsaná v odstavci 3.1.1 tedy není způsobena nesprávnou simulací nastavené poddajnosti.



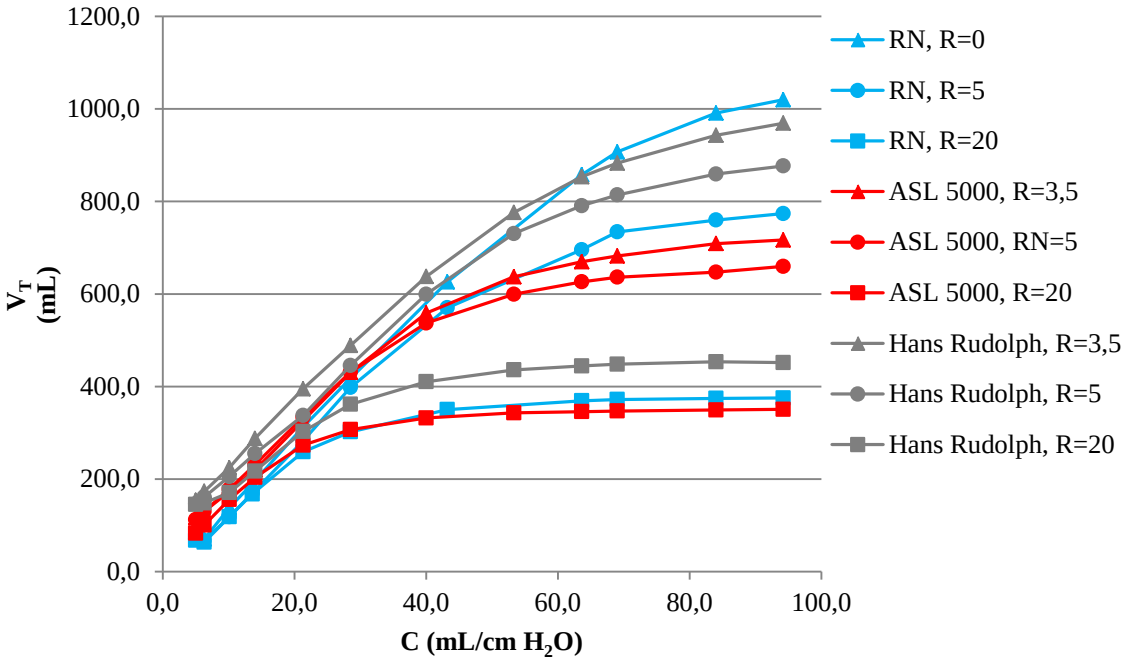
Obr. 4.9: Graf závislosti dodaného dechového objemu na hodnotě ventilační frekvence pro rigidní model RN-43, aktivní model ASL 5000 a aktivní model Hans Rudolph 1101.

4.1.5 Chování aktivních modelů plic při tlakové ventilaci

Studie modelů respirační soustavy při tlakové ventilaci byla provedena z důvodu podobnosti tlakové křivky této ventilace s tlakovou křivkou ventilace tryskové, použité v první části studie v odstavci 3.1.1. Výsledky měření závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti jsou zobrazeny na Obr. 4.10 pro tlak 5 cm H_2O a na Obr. 4.11 pro tlak 15 cm H_2O. Z obrázků pro obě zvolené hodnoty tlaku je patrné, že trendy křivek rigidních modelů a modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 se příliš neliší. U modelu ASL 5000 je pouze křivka pro nejmenší možný odpor (3,5 cm H2O·s/L) položena níže, než pro ostatní modely.



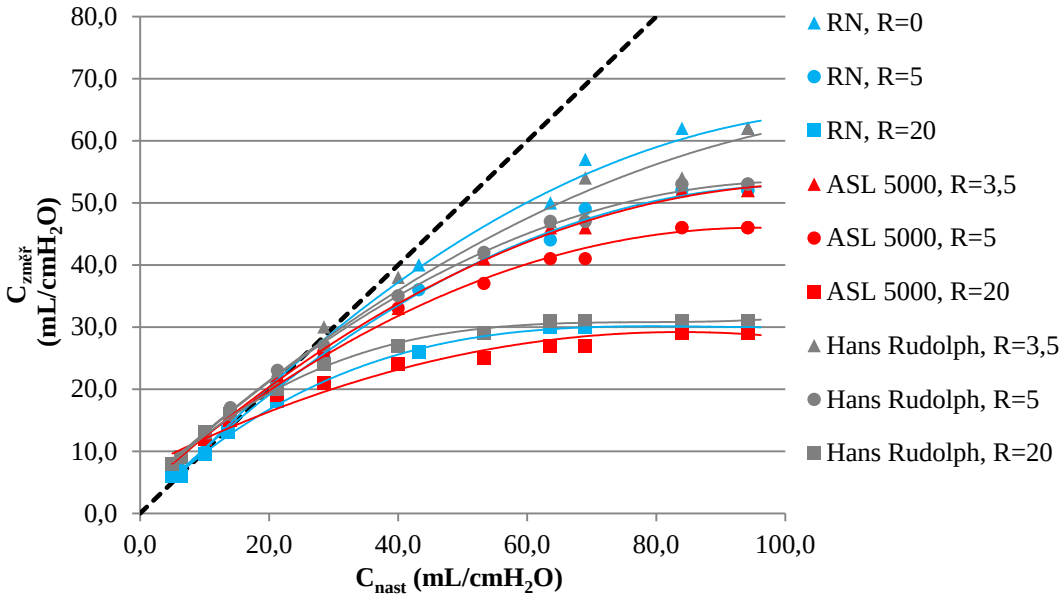
Obr. 4.10: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu při tlakové ventilaci s nastaveným tlakem 5 cm H_2O pro tři různé modely. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.



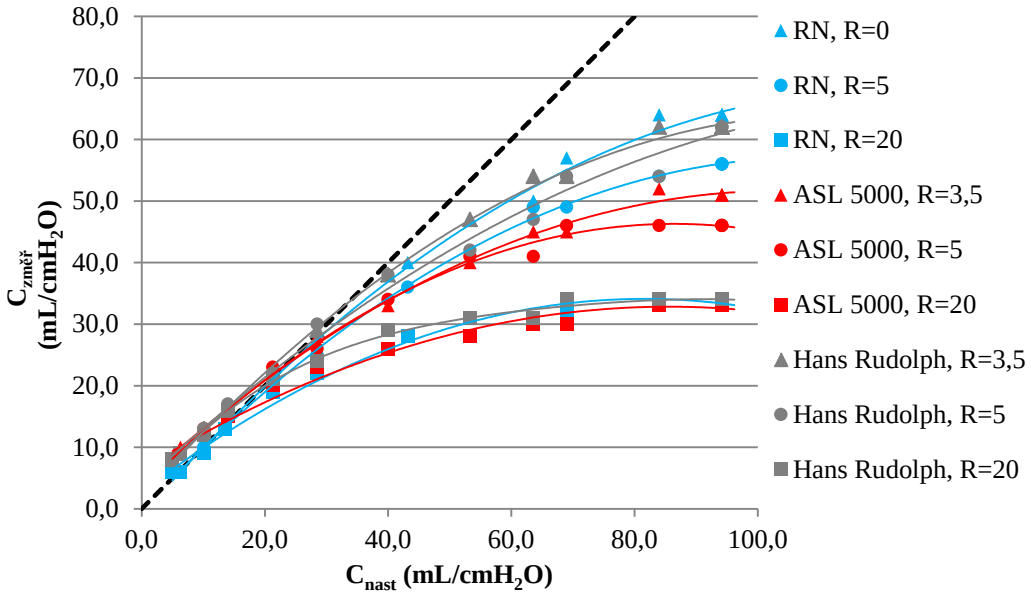
Obr. 4.11: Graf závislosti dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu při tlakové ventilaci s nastaveným tlakem 15 cm H_2O pro tři různé modely. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.

4.1.6 Chování aktivních modelů plic při ventilaci konstantním a degresivním průtokem v inspiriu

Výsledky měření referenčních a aktivních modelů plic při objemově řízené ventilaci s konstantním a degresivním průtokem v inspiriu jsou znázorněny na Obr. 4.12 až Obr. 4.15. Na Obr. 4.12 je prezentována závislost naměřené poddajnosti na poddajnosti nastavené pro konstantní průtok v inspiriu. Z tohoto grafu je patrné, že se trendy křivek studovaných modelů příliš neliší. Jen u modelu ASL 5000 jsou naměřené hodnoty položené níže pro odpory 3,5 a 5 cm H2O·s/L, než u ostatních modelů. Na Obr. 4.13 je prezentována závislost naměřené poddajnosti na nastavené poddajnosti pro degresivní průtok v inspiriu. Zde se trendy křivek studovaných modelů opět příliš neliší, ale hodnoty naměřené poddajnosti pro model ASL 5000 s nastaveným odporem 3,5 cm H2O·s/L a 5 cm H2O·s/L jsou položeny níže než u ostatních modelů a poměrově níže, než u průtoku konstantního. Zároveň lze vidět u obou těchto grafů, že všechny křivky, včetně křivek pro referenční modely, leží pod černou přerušovanou čarou, která znázorňuje ideální chování modelu. Tato chyba může být způsobena podhodnocováním hodnoty změřené poddajnosti ventilátorem Avea.

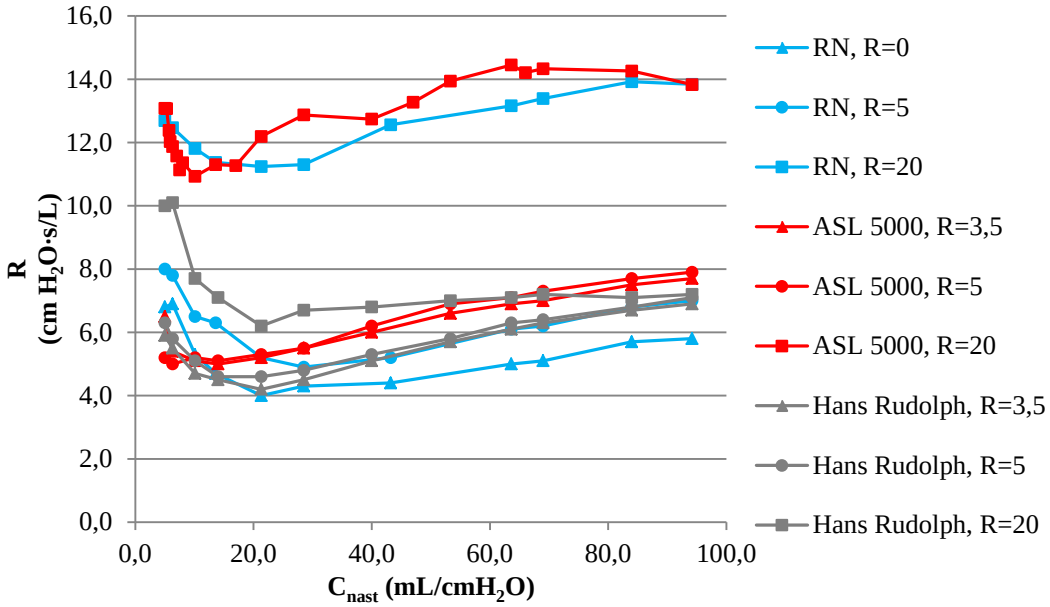


Obr. 4.12: Graf závislosti naměřené hodnoty poddajnosti na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s konstantním průtokem v inspiriu. V grafu je zobrazena černá přerušovaná čára odpovídající ideálnímu chování modelu, kdy změřená hodnota poddajnosti odpovídá hodnotě nastavené. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.

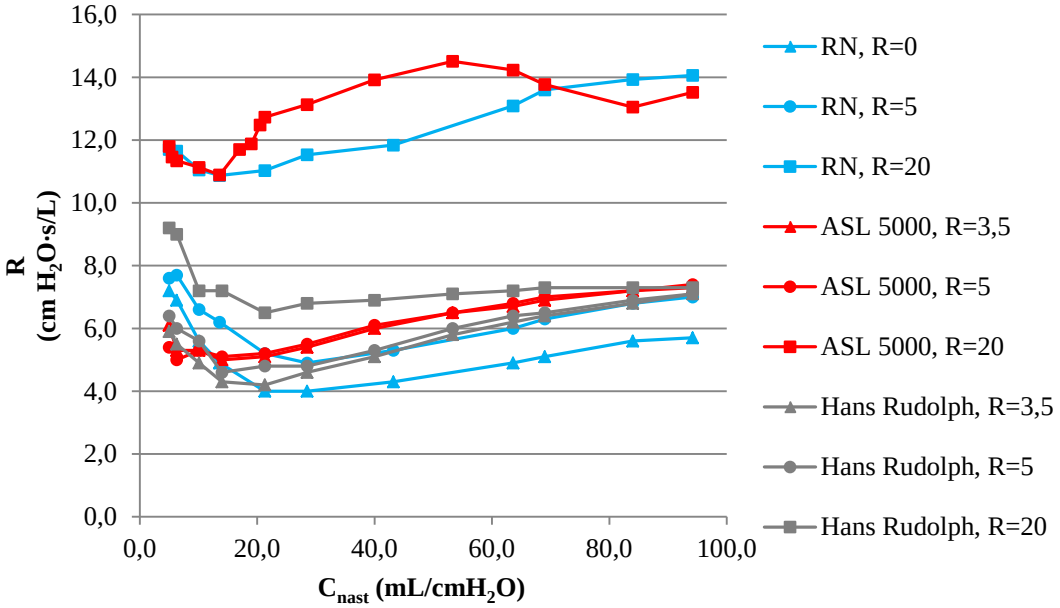


Obr. 4.13: Graf závislosti naměřené hodnoty poddajnosti na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s degresivním průtokem v inspiriu. V grafu je zobrazena černá přerušovaná čára odpovídající ideálnímu chování modelu, kdy změřená hodnota poddajnosti odpovídá hodnotě nastavené. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm $H_2O \cdot s/L$.

Na Obr. 4.14 je zobrazena závislost naměřeného odporu na nastavené poddajnosti pro konstantní průtok a na Obr. 4.15 pro degresivní průtok. Z těchto obrázků je patrné, že křivka modelu ASL 5000 pro nastavený odpor 20 cm H2O·s/L má jiný charakter, než křivka rigidních modelů. Avšak větší rozdíl naměřených hodnot odporu nastal u průtoku degresivního než u konstantního. Charakter křivek modelů ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 pro odpory 3,5 cm H2O·s/L a 5 cm H2O·s/L jsou podobné charakteru křivek referenčních modelů. U modelu Hans Rudolph 1101 má křivka pro odpor 20 cm H2O·s/L sice podobný charakter jako křivka referenčních modelů, nicméně je položena mnohem níže, než bylo očekáváno.



Obr. 4.14: Graf závislosti naměřené hodnoty odporu na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s konstantním průtokem v inspiriu. V grafu je zobrazena černá přerušovaná čára odpovídající ideálnímu chování modelu, kdy změřená hodnota poddajnosti odpovídá hodnotě nastavené. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.



Obr. 4.15: Graf závislosti naměřené hodnoty odporu na hodnotě poddajnosti nastavené při ventilaci objemově řízené s degresivním průtokem v inspiriu. V grafu je zobrazena černá přerušovaná čára odpovídající ideálnímu chování modelu, kdy změřená hodnota poddajnosti odpovídá hodnotě nastavené. Hodnoty odporu R v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.

5 Diskuse

Hlavním zjištěním této studie je, že aktivní modely plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 za určitých podmínek nefungují správně.

Nesprávná simulace modelu ASL 5000 se projevuje především při vysokofrekvenční tryskové ventilaci, kdy dochází k poklesu dodaného dechového objemu v závislosti na zvyšující se nastavené poddajnosti. Bylo zjištěno, že tato chyba je způsobena nesprávnou simulací nastaveného odporu. Model dále vykazuje značné odchylky u nastaveného odporu o hodnotě 20 cm H_2O·s/L při objemově řízené ventilaci s konstantním
a degresivním průtokem. V případě degresivního průtoku je odchylka větší než v případě průtoku konstantního. Zároveň model simuluje nižší hodnotu poddajnosti, než byla nastavena. Tato chyba se projevuje u odporů 3,5 cm H_2O·s/L a 5 cm H_2O·s/L, a opět je odchylka větší v případě ventilace s degresivním průtokem než v případě s konstantním průtokem. V případě tlakové ventilace se uvedená chyba simulace neprojevuje.

Dále bylo zjištěno, že aktivní model plic Hans Rudolph 1101 také vykazuje pokles dodaného dechového objemu při zvyšující se poddajnosti u tryskové ventilace, ale pouze pro odpor 3,5 cm H_2O·s/L a 5 cm H_2O·s/L. V případě s nastaveným odporem 20 cm H_2O·s/L ke zmíněnému poklesu nedochází. Zároveň se u odporů 3,5 cm H_2O·s/L a 5 cm H_2O·s/L při použití trysek I a II multitryskového generátoru MTG 8 simulátor Hans Rudolph 1101 chová nestandardně u nejnižších dvou hodnot poddajností (5 a 6 mL/cm H_2O). Hodnoty dechového objemu u těchto dvou poddajností jsou vyšší a nezapadají do očekávaného trendu dané křivky. Dále bylo zjištěno, že model simuluje odpor 20 cm H_2O·s/L výrazně nižší, než referenční model. Simulace poddajnosti modelu je poměrně přesná.

Paradoxně oba studované aktivní modely plic nevykazují chybu u tlakové ventilace, která má také degresivní průtok, jako použitá objemově řízená ventilace s degresivním průtokem v inspiriu popsaná v kapitole 3.6, u které oba modely chybu projevují. Modely zároveň vykazují větší chybu u degresivního průtoku objemově řízené ventilace

než u průtoku konstantního. Chybu simulace aktivních modelů z malé části ovlivňuje změna ventilační frekvence.

Všechna tato zjištění vedou k tomu, že nesprávná simulace studovaných aktivních modelů plic se projeví při určité kombinaci podmínek a nelze přesně určit, který z parametrů toto chování přímo způsobuje. Komplikací pro určení podmínek, za kterých se studované modely chovají nestandardně, je také skutečnost, že ventilátory vyhodnocují mechanické parametry modelu respirační soustavy velmi nepřesně. Tento problém by bylo možné vyřešit použitím přístroje pro diagnostiku parametrů při plicní ventilaci s velkou přesností měření. Takovýto přístroj bohužel však nebyl na FBMI k dispozici. Na parametry určené ventilátory je proto v této práci nahlíženo jako na hodnoty orientační.

Analyzátor průtoku plynu použitý pro měření dodávaného dechového objemu také mohl ovlivnit výsledky určitou chybou, ačkoli výrobce udává chybovost velice nízkou, a to ± 2 % ze zobrazovaného průměru hodnot. Ovšem nepříznivým vlivem při určování skutečných hodnot mechanických parametrů jednotlivých modelů nemusejí působit pouze ventilátory, ale i samotné modely. I přesto, že byl kladen velký důraz na dosažení absolutní těsnosti, mohlo docházet k úniku plynu ať už ze samotného modelu či některým ze spojů soustavy. Z těchto důvodu byla data vyhodnocována vzájemným porovnáním trendů křivek jednotlivých modelů.

Porovnáním aktivních modelů vůči sobě při simulaci s ventilací tryskovou bylo zjištěno, že model ASL 5000 je pro velice nízké hodnoty nastavené poddajnosti stabilnější než model Hans Rudolph 1101. Naopak model Hans Rudolph 1101 je stabilnější pro vysoké hodnoty nastavené poddajnosti. Na simulaci obou modelů má vliv zvyšování ventilační frekvence, oba modely simulovaly nižší hodnotu poddajnosti při vyšší ventilační frekvenci. Na model ASL 5000 má zvýšení dechové frekvence vliv větší než na model Hans Rudolph 1101. U tlakové ventilace se modely lišily pouze v nejnižším nastaveném odporu (3,5 cm H_2O·s/L), kdy model ASL 5000 simuloval hodnoty nižší, nicméně trendy křivek obou modelů jsou velice podobné. Lze tedy říci, že oba modely jsou stabilní při ventilaci tlakově řízené.

U ventilace objemově řízené s konstantním a degresivním průtokem v inspiriu se měřené hodnoty poddajnosti simulátoru Hans Rudolph 1101 více blížily křivkám rigidních modelů, než měřené hodnoty poddajnosti simulátoru ASL 5000. Největší

rozdíl nastal opět u nejnižšího nastaveného odporu (3,5 cm H_2O·s/L), kdy model ASL 5000 simuloval hodnoty nižší.

Oba modely nesprávně simulují vysokou hodnotu nastaveného odporu (20 cm H_2O·s/L) při objemově řízené ventilaci. Model Hans Rudolph 1101 má sice trend křivky podobný očekávanému trendu, nicméně hodnoty odporu jsou výrazně nižší, než u ostatních modelů (ASL 5000 a rigidní modely). Model ASL 5000 naopak simuluje hodnoty odporu v blízkosti hodnot odporu rigidních modelů, bohužel charakter křivky je velice odlišný.

Nelze prohlásit, který ze studovaných modelů provádí simulaci mechanických parametrů lépe, nicméně je nutné říci, že nesprávné chování obou modelů se projevuje v situacích, které nejsou příliš obvyklé a spadají převážně do oblasti nekonvenční ventilace. Zde se jedná o vysokofrekvenční tryskovou ventilaci. Výjimkou z tohoto tvrzení je objemově řízená ventilace s konstantním a degresivním průtokem, kde docházelo k nestabilnímu chování pro nejvyšší hodnotu odporu.

6 Závěr

Studií mechanických vlastností aktivních modelů plic ASL 5000 a Hans Rudolph 1101 bylo zjištěno, že za určitých podmínek nefungují správně.

Nestandardní chování modelu ASL 5000 se projevuje v případě vysokofrekvenční tryskové ventilace u vyšších hodnot nastavovaných poddajností. V případě objemově řízené ventilace s konstantním a degresivním průtokem v inspiriu chyba nastává u vysoké hodnoty odporu s tím, že větší odchylka se objevuje u průtoku degresivního. U nekonvenční tryskové ventilace se chyba projevuje nejvýrazněji. Model relativně dobře simuluje mechanické parametry respirační soustavy při konvenční ventilaci tlakově řízené. Při ventilaci objemově řízené simuluje relativně dobře nízké odpory.

Chybné chování modelu Hans Rudolph 1101 se projevuje u vyšších hodnot nastavovaných poddajností nekonvenční tryskové ventilace a zároveň se model choval nestabilně u nejnižších dvou nastavených poddajností (5 a 6 mL/cm H_2O). U objemově řízené ventilace se chybné chování projevovalo pro vysokou hodnotu nastaveného odporu. Model relativně dobře simuluje mechanické parametry respirační soustavy při konvenční ventilaci tlakově řízené. Při ventilaci objemově řízené simuluje relativně dobře nízké odpory.

Vzhledem k tomu, že není možné přesněji kvantifikovat chybu, s jakou modely simulují a není ani možné jednoznačně definovat, za jakých konkrétních podmínek tato situace nastává, bych doporučila ověřování správnosti chování těchto modelů při jejich použití v praxi.

Seznam použité literatury

[1] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2005. Jessenius. ISBN 80-734-5059-3.

[2] RÁLF, Jakub a Karel ROUBÍK. Fyzické modely respirační soustavy a možnosti jejich využití. *Lékař a technika*. 2009, **39**(1), 5-14.

[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] WATERHOUSE, James a Iain CAMPBELL. Respiration: ventilation. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*. 2005, **6**(10), 349-353.

[5] ROUBÍK, Karel a Jakub RÁFL. Poddajnost a rezistance v rigidních modelech respirační soustavy. *Lékař a technika*. 2009, **39**(1), 32-38.

[6] MAZAL, Jakub. *Mechanické parametry respirační soustavy při umělé plicní ventilaci*. Kladno, 2006. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.

[7] DAVID W. CHANG., . *Clinical application of mechanical ventilation*. 4th ed. Clifton Park: Delmar, 2014. ISBN 978-111-1539-580.

[8] 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.

[9] ROUBÍK, Karel. Measuring and evaluating system designed for high frequency oscillatory ventilation monitoring. *Biomedical engineering-Biomedizinische technik*. 2014, **59**, 1008-1011.

[10] Parabolic resistor Rp20. In: *Michigan Instruments* [online]. Michigan Instruments, 2017 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: http://www.michiganinstruments.com/product/pneuflo-parabolic-resistor-rp5/

Příloha D: Obsah přiloženého CD

Přiložené CD obsahuje:

- Text bakalářské práce (BP_Kristyna_Launova.pdf)
- Anotaci v českém jazyce (Anotace_cz.pdf)
- Anotaci v anglickém jazyce (Anotace_en.pdf)
- Klíčová slova (Klicova_slova.pdf)
- Naskenované zadání bakalářské práce (Zadani_BP.pdf)
- Soubory se změřenými daty ve formátu .xlsx a .txt
- Fotografie ventilátorů