



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Hodnocení dechové práce

Evaluation of work of breathing

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Jiří Polák

Vedoucí diplomové práce: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Jiří Polák**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Hodnocení dechové práce**
Téma anglicky: Evaluation of Work of Breathing

Zásady pro vypracování:

Navrhnete experiment pro srovnání hodnocení dechové práce pomocí work of breathing (WoB) a pressure time product (PTP). Připravte a zrealizujte studii na dobrovolnících, jejíž cílem bude popsat rozdíly mezi WoB a PTP při ventilaci se stoupajícím průtočným odporem. Zhodnoťte vliv hodnoty průtočného odporu na rozdíl mezi WoB a PTP.

Seznam odborné literatury:

- [1] Roubík K., Sieger L., Sýkora K., Work of Breathing into Snow in the Presence versus Absence of an Artificial Air Pocket Affects Hypoxia and Hypercapnia of a Victim Covered with Avalanche Snow: A Randomized Double Blind Crossover Study, PLOS ONE, ročník 10, číslo 12, 2015, e0144332 s.
[2] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3

Vedoucí: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.
Konzultant: Ing. Václav Ort

Zadání platné do: 20.08.2018

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Hodnocení dechové práce“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové 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 15. 5. 2017

.....

Bc. Jiří Polák

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval mému vedoucímu práce panu prof. Ing. Karlu Roubíkovi, Ph.D., za cenné rady a připomínky v průběhu psaní mé diplomové práce. Dále děkuji Ing. Václavu Ortovi za odpornou pomoc při přípravě experimentu. Mé díky si zaslouží také můj strýc Petr Zelinka za výrobu nastavitelného průtočného odporu. V poslední řadě také děkuji své rodině a přítelkyni za podporu při studiu a psaní této práce.

ABSTRAKT

Hodnocení dechové práce

Diplomová práce se zabývá hodnocením dechové práce pomocí parametrů Work of Breathing (*WoB*) a Pressure-Time Product (*PTP*). Konkrétně je vyhodnocována tzv. „imposed“ složka těchto parametrů, která je způsobena průtočným odporem mimo dýchací cesty subjektu. Hlavním cílem práce bylo připravit a zrealizovat experiment na dobrovolnících, jehož cílem bylo popsat a vyhodnotit rozdíly mezi těmito parametry při plicní ventilaci se zvyšujícím se průtočným odporem. V experimentu byl využit řešitelem navržený nastavitelný průtočný odpor, u kterého byly nejprve proměřeny průtokově-tlakové charakteristiky. Během experimentu probandi spontánně dýchali skrz tento průtočný odpor a zároveň byly zaznamenávány signály průtoku a tlaku v dýchacích cestách pomocí monitoru vitálních funkcí se spirometrickým modulem. Při ventilaci se zvyšujícím se průtočným odporem byl pozorován pokles parametru *iWoB* vztaženého k dechovému cyklu či jednotkovému času, zatímco u stejně vztaženého parametru *iPTP* byla pozorována jeho limitace. U parametrů normovaných na objem a minutovou ventilaci byla s rostoucím průtočným odporem sledována limitace v případě parametru *iWoB* a stálý růst v případě parametru *iPTP*. Výsledky diplomové práce ukázaly, že oba parametry je možné použít pro popis dechové práce. Jejich trend se ale shoduje pouze na nižších hodnotách průtočného odporu. Parametr *WoB* ztrácí při ventilaci s vyšším průtočným odporem vypovídací schopnost o skutečném dechovém úsilí.

Klíčová slova

Dechová práce, Work of Breathing, Pressure-Time Product, průtočný odpor.

ABSTRACT

Evaluation of work of breathing

This master thesis deals with an evaluation of breathing effort by using the parameters Work of Breathing (*WoB*) and Pressure-Time Product (*PTP*), particularly by considering their imposed component that is caused by flow resistance outside of airways. The main goal of this thesis was to perform an experiment in healthy volunteers, with purpose to describe and assess the differences of these parameters during lung ventilation with increasing flow resistance. First, flow-pressure characteristics were obtained for a custom-made model of adjustable flow resistor. The subjects were breathing spontaneously through the flow resistor during the experiment and both flow and pressure signals were recorded continuously by vital signs monitor with spirometric module. Data processing was performed in Matlab 2016b environment. During the ventilation with increasing flow resistance, simultaneous decrease was observed for *iWoB* parameter that was related to a breathing cycle or unit time, while for equally considered parameter *iPTP* a limitation was detected. In parameters related to unit volume or minute ventilation, a limitation was observed for *iWoB* and a steady increase occurred in case of *iPTP* with increasing flow resistance. The results show that both parameters are able to describe breathing effort but their trends are the same only for lower values of flow resistance. In case of ventilation with higher flow, the *WoB* parameter loses the informative value regarding the actual breathing effort.

Keywords

Work of Breathing, Pressure-Time Product, flow resistance.

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
Poznámky k použitému značení a jednotkám.....	10
1 Úvod.....	11
1.1 Přehled současného stavu.....	11
1.1.1 Označení „imposed“ <i>WoB</i> a <i>PTP</i>	11
1.1.2 Work of Breathing.....	12
1.1.3 Pressure-Time Product.....	12
1.1.4 <i>WoB</i> versus <i>PTP</i>	13
1.2 Cíle práce.....	14
2 Metody.....	15
2.1 Nastavitelný průtočný odpor.....	15
2.1.1 Návrh průtočného odporu v 3D CAD softwaru Solidworks 2017.....	15
2.1.2 Průtokově-tlakové charakteristiky průtočného odporu.....	16
2.2 Studie na dobrovolnících.....	17
2.2.1 Charakteristika skupiny subjektů.....	17
2.2.2 Měřicí sestava.....	18
2.2.3 Protokol experimentu.....	19
2.3 Zpracování dat.....	19
2.3.1 Korekce dat.....	23
3 Výsledky.....	26
3.1 Nastavitelný průtočný odpor.....	26
3.2 Vliv zvyšujícího se průtočného odporu na dýchání.....	27
3.3 <i>iPTP</i> a <i>iWoB</i> dle části dechového cyklu.....	29
3.3.1 Inspirační <i>iPTP</i> a <i>iWoB</i>	29
3.3.2 Exspirační <i>iPTP</i> a <i>iWoB</i>	31
3.3.3 Celkové <i>iPTP</i> a <i>iWoB</i>	34
3.4 <i>iWoB</i> a <i>iPTP</i> dle způsobu normování.....	36
3.4.1 <i>iWoB</i> a <i>iPTP</i> vzhledem k dechovému cyklu.....	36
3.4.2 <i>iWoB</i> a <i>iPTP</i> vzhledem k jednotkovému času.....	37
3.4.3 <i>iWoB</i> a <i>iPTP</i> vzhledem k jednotkovému objemu.....	38

3.4.4	<i>iWoB</i> a <i>iPTP</i> vzhledem k jednotkové minutové ventilaci	39
4	Diskuse	41
5	Závěr	45
	Seznam použité literatury	46
	Příloha A: Souhlas etické komise FBMI ČVUT	50
	Příloha B: Syllabus výzkumného projektu	51
	Příloha C: Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení.....	53
	Příloha D: Dotazník pro subjekt hodnocení.....	55
	Příloha E: Obsah přiloženého DVD	56

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
<i>BMI</i>	kg/m ²	Body Mass Index
<i>I:E</i>	-	poměr inspiračního ku expiračnímu času
<i>iPTP</i>	dle normování	imposed Pressure-Time Product
<i>iWoB</i>	dle normování	imposed Work of Breathing
<i>iWoB_c</i>	J	imposed Work of Breathing vzhledem k dechovému cyklu
<i>iPTP_c</i>	cmH ₂ O·s	imposed Pressure-Time Product vzhledem k dechovému cyklu
<i>iWoB_t</i>	J/min	imposed Work of Breathing vzhledem k jednotkovému času
<i>iPTP_t</i>	cmH ₂ O·s/min	imposed Pressure-Time Product vzhledem k jednotkovému času
<i>iWoB_v</i>	J/L	imposed Work of Breathing vzhledem k jednotkovému objemu
<i>iPTP_v</i>	cmH ₂ O·s/L	imposed Pressure-Time Product vzhledem k jednotkovému objemu
<i>iWoB_{MV}</i>	J·min/L	imposed Work of Breathing vzhledem k jednotkové minutové ventilaci
<i>iPTP_{MV}</i>	cmH ₂ O·s·min/L	imposed Pressure-Time Product vzhledem k jednotkové minutové ventilaci
<i>p_{aw}</i>	cmH ₂ O	tlak v dýchacích cestách
<i>PIF</i>	L/min	špičkový inspirační průtok
<i>PIP</i>	cmH ₂ O	špičkový inspirační tlak v dýchacích cestách
<i>PEF</i>	L/min	špičkový expirační průtok
<i>PEP</i>	cmH ₂ O	špičkový expirační tlak v dýchacích cestách
<i>PTP</i>	dle normování	Pressure-Time Product
<i>q</i>	L/min	průtok
<i>R</i>	cmH ₂ O·min/L	průtočný odpor
<i>RR</i>	min ⁻¹	dechová frekvence
<i>t</i>	s	čas
<i>V</i>	L	objem
<i>V_T</i>	L	dechový objem
<i>WoB</i>	dle normování	Work of Breathing

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
Exsp	expirium, expirační varianta
Insp	inspirium, inspirační varianta
Tot	celková varianta

Poznámky k použitému značení a jednotkám

Cílem diplomové práce je hodnocení dechové práce, kterou je nutno chápat z fyziologického pohledu jako úsilí či námahu při dýchání, nikoli jako fyzikální parametr. Takto je v celé práci termín „dechová práce“ zamýšlen. Pro popis fyziologicky chápané dechové práce lze použít fyzikální parametry Work of Breathing a Pressure-Time Product. Jelikož český překlad Work of Breathing je totožný s fyziologicky chápanou dechovou prací a neexistuje vhodný český ekvivalent pro parametr Pressure-Time Product, jsou v celé práci pro lepší srozumitelnost používány odborné anglické termíny Work of Breathing a Pressure-Time Product, případně jejich zkratky *WoB* a *PTP*.

V diplomové práci je pro tlak užitá jednotka cmH_2O (centimetr vodního sloupce), která nepatří k jednotkám soustavy SI, ale přesto je jednotkou velmi praktickou a v praxi používanou. Důkazem je její užití v normách, kdy například ČSN EN ISO 80601-2-12 „Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2–12: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost ventilátorů pro kritickou péči“ uvádí údaje o zařízení pro uvolnění pneumatického tlaku či popis úbytku tlaku při překonávání vdechového a výdechového odporu jak v kPa, tak i v cmH_2O [1].

Pro označení jednotky litr je v diplomové práci záměrně užit označení „L“ používané v anglosaské literatuře a preferované v zahraniční literatuře v oblasti respirační péče, protože symbol „l“ (malé písmeno L) lze snadno zaměnit se symbolem „1“ (číslice jedna), což snižuje čitelnost textu a může vést k záměně těchto symbolů.

1 Úvod

Diplomová práce se zabývá hodnocením dechové práce pomocí parametrů Work of Breathing a Pressure-Time Product, konkrétně vyhodnocením rozdílů mezi těmito parametry při ventilaci s rostoucím průtočným odporem.

1.1 Přehled současného stavu

Work of Breathing a Pressure-Time Product jsou dvěma nejčastěji používanými parametry pro popis dechové práce v biomedicínských studiích a klinické praxi. V této podkapitole je uvedena jejich bližší charakteristika včetně problematiky řešící možné rozdíly a limitace těchto parametrů v praxi.

1.1.1 Označení „imposed“ *WoB* a *PTP*

Tato práce se zabývá konkrétně parametry imposed Work of Breathing (*iWoB*) a imposed Pressure-Time Product (*iPTP*). Termín „imposed“ zde odkazuje na složku *WoB* a *PTP*, která musí být subjektem vykonána navíc pro překonání přidaného průtočného odporu mimo jeho respirační systém, tedy průtočného odporu zařízení, skrz které subjekt dýchá [2]. Takovým zařízením může být jakákoli část dýchacího okruhu či samotný plicní ventilátor. Parametry *iWoB* a *iPTP* se proto často používají pro popis zařízení z hlediska úsilí, které přidává pacientovi, jenž skrz něj spontánně dýchá [2, 3].

Tato složka dechové práce může být za určitých podmínek mnohem vyšší než složka fyziologická [4, 5]. Vysoký nárůst *iWoB* je mimo jiné způsoben průtočným odporem endotracheální trubice [6, 7, 8, 9]. Z tohoto pohledu je proto lepším řešením využití laryngeálních masek, které mají průtočný odpor nižší [10].

Nárůst dechové práce vlivem zvýšení průtočného odporu je pro pacienta nepříjemný a může vést například k desynchronizaci dechových cyklů mezi pacientem a ventilátorem. Dalšími možnými následky jsou hyperkapnie, zvýšená zátěž dechových svalů a s tím spojená vyšší spotřeba kyslíku. To může vést k svalové únavě, kdy nejsou nadále schopny generovat potřebnou sílu pro nádech, což může v konečném důsledku vyústit až ve ventilační selhání [11]. Nárůst dechové práce způsobený ventilátorem a jeho okruhem může vést také k obtížím při odvykání pacienta od umělé plicní ventilace [12].

Složku dechové práce způsobenou průtočným odporem ventilačního zařízení lze kompenzovat vhodným režimem umělé plicní ventilace [11, 13, 14, 15, 16]. Pro optimální snížení *iWoB* a *iPTP* je nejvhodnější měřit změny tlaku využívané pro řízení ventilátoru na tracheálním konci endotracheální trubice, respektive na prvním místě kontaktu pacienta s ventilačním zařízením [3, 9].

1.1.2 Work of Breathing

Z metabolického hlediska je Work of Breathing (*WoB*) energie vydaná k zajištění dýchání. *WoB* představuje v klidovém stavu přibližně pět procent celkové spotřeby kyslíku těla, ale během akutního onemocnění se může dramaticky zvýšit [17].

WoB lze hodnotit dvěma způsoby. První z nich je založen na základě odhadu celkové energie vynaložené na dýchání, odvozeného ze změřené spotřeby kyslíku dýchacích svalů. Druhý přístup je založen na výpočtu mechanické práce, kterou konají dýchací svaly.

WoB vykonávaná pacientem, který spontánně dýchá, zatímco je zaintubován a připojen k plicnímu ventilátoru, je součtem fyziologické složky *WoB* a již zmíněné *iWoB* [2]. Fyziologická složka dále zahrnuje elastickou složku pro překonání elastických sil při nádechu, průtokově-odporovou složku pro překonání průtočného odporu dýchacích cest a plicní tkáně a setrvačnou složku, která je ale vzhledem k předchozím dvěma složkám zanedbatelná [18].

Při výpočtu *WoB* z tlaku v dýchacích cestách naměřeného v Y-spojce ventilačního okruhu a změny objemu během spontánního dýchání uvažujeme právě pouze složku *iWoB* způsobenou ventilačním okruhem a ventilátorem. Při měření tlaku na tracheálním konci endotracheální trubice uvažujeme *iWoB* způsobenou celým ventilačním zařízením (včetně endotracheální trubice) [8, 9].

Na základě tvrzení výše lze *iWoB* vzhledem k dechovému cyklu (*iWoB_c*) spočítat dle vztahu [19, 20]:

$$iWoB_c = \int p_{aw} \cdot dV = \int p_{aw} \cdot q \cdot dt, \quad (1.1)$$

kde p_{aw} (cmH₂O) je tlak v dýchacích cestách, V (L) objem, q (L/min) průtok a t (s) čas.

WoB se nejčastěji uvádí vzhledem k jednotkovému dechovému objemu v J/L. Dále lze *WoB* vztahovat ke konkrétnímu dechovému cyklu v Joulech [21], či k jednotkovému času v J/min [22,23]. V této práci je *WoB* normována také na minutovou ventilaci v J · min/L.

Fyziologická hodnota *WoB* u zdravého spontánně dýchajícího dospělého člověka se pohybuje kolem 0,5 J/L. Klinicky přijatelné rozmezí je od 0,3 J/L do 0,6 J/L [18].

1.1.3 Pressure-Time Product

Pressure-Time Product (*PTP*) je parametr, který je označován jako spolehlivý ukazatel metabolické spotřeby kyslíku dýchacích svalů [24, 25]. Parametr *WoB* pouze slabě koreluje se spotřebou kyslíku dýchacích svalů, zatímco *PTP* ji dobře reflektuje [26]. Parametr *PTP* totiž uvažuje izometrickou fázi kontrakce svalů a přesněji tak indikuje spotřebu energie při dýchání [24, 26, 27].

PTP lze vypočítat jako časový integrál měřeného tlaku, který je generován dýchacími svaly, dle místa měření tlaku (v jícnu, v trachee, v dýchacích cestách...) dostáváme různé

složky *PTP* [28]. Konkrétně *iPTP* vzhledem k dechovému cyklu (*iPTP_c*) lze spočítat jako časový integrál tlaku v dýchacích cestách p_{aw} .

$$iPTP_c = \int p_{aw} \cdot dt. \quad (1.2)$$

PTP lze uvažovat vzhledem ke konkrétnímu dechovému cyklu v jednotkách $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s}$ nebo také vzhledem k jednotkovému času v $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s}/\text{min}$, či jednotkovému objemu v $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s}/\text{L}$ [29]. V této práci se *PTP* dále vztahuje k jednotkové minutové ventilaci v $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{min}/\text{L}$.

Fyziologická hodnota *PTP* vzhledem k dechovému cyklu se u zdravého spontánně dýchajícího dospělého člověka pohybuje přibližně v rozmezí od 3 do 5 $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s}$ [30].

1.1.4 *WoB* versus *PTP*

Messinger a kol. ve své studii publikované v roce 1995 řeší teoretický vztah mezi *WoB* a *PTP*. Popisují situaci, kdy dochází ke zvyšování průtočného odporu dýchacích cest nebo dýchacího okruhu, či zvyšování poptávky na rostoucí průtok, čímž se rapidně zvyšuje generovaný tlak, což ale vždy nemusí znamenat pohyb plynu, a tedy i zvýšení *WoB*. Tato izometrická kontrakce svalů spotřebovává energii, která ale není v parametru *WoB* uvažována, zatímco *PTP* ji vzhledem ke svému charakteru časového integrálu tlaku uvažuje. Messinger a kol. ve své studii podotýkají, že v této oblasti je nutné provést další experimenty pro potvrzení této hypotézy [30].

Johannigman a kol. popisují obdobnou situaci ve své studii z roku 1997. Rozlišují popis dechové práce z pohledu metabolického a mechanického. Z pohledu mechaniky tekutin je práce energie potřebná pro přesun konkrétního objemu při dané tlakové diferenci [18]. Podotýkají, že aplikace této definice je zde obtížná vzhledem k možné situaci, kdy dechové svaly spotřebovávají značné množství energie, přestože nedochází k žádnému či minimálnímu pohybu objemu plynu. Proto je pravděpodobně smysluplnější měřit metabolickou práci, kterou lze stanovit na základě spotřeby kyslíku či měření *PTP*. Spotřeba energie dýchacích svalů vychází z jejich napětí, doby trvání, rychlosti a frekvenci jejich kontrakcí. *PTP* uvažuje všechny tyto složky kromě rychlosti kontrakcí, a proto se jeví jako vhodný indikátor dechové práce v klinické praxi [31].

S výše uvedenými tvrzeními se ztotožňují ve své přehledové studii z roku 2012 i Belen Cabello a Jordi Mancebo. Zdůrazňují, že v případě neefektivního dechového úsilí, kdy při izometrické svalové kontrakci nedochází k přemístování vzduchu nemůže být stanovena hodnota *WoB*, neboť nedochází ke změně objemu. V tomto případě je dle autorů také výhodnější stanovení parametru *PTP*, který uvažuje spotřebu energie svalů při této kontrakci [32].

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je připravit a zrealizovat experiment na dobrovolnících pro hodnocení dechové práce pomocí parametrů *WoB* a *PTP*. Cílem experimentu je popsat rozdíly mezi parametry *WoB* a *PTP* při plicní ventilaci se stoupajícím průtočným odporem a zhodnotit vliv hodnoty průtočného odporu na rozdíly mezi *WoB* a *PTP*. Hlavní ověřovanou hypotézou je limitace a případný pokles parametru *WoB* při nejvyšších průtočných odporech na rozdíl od parametru *PTP*, který by měl stoupat se zvyšujícím se průtočným odporem až po hodnotu, která je limitována samotným člověkem.

2 Metody

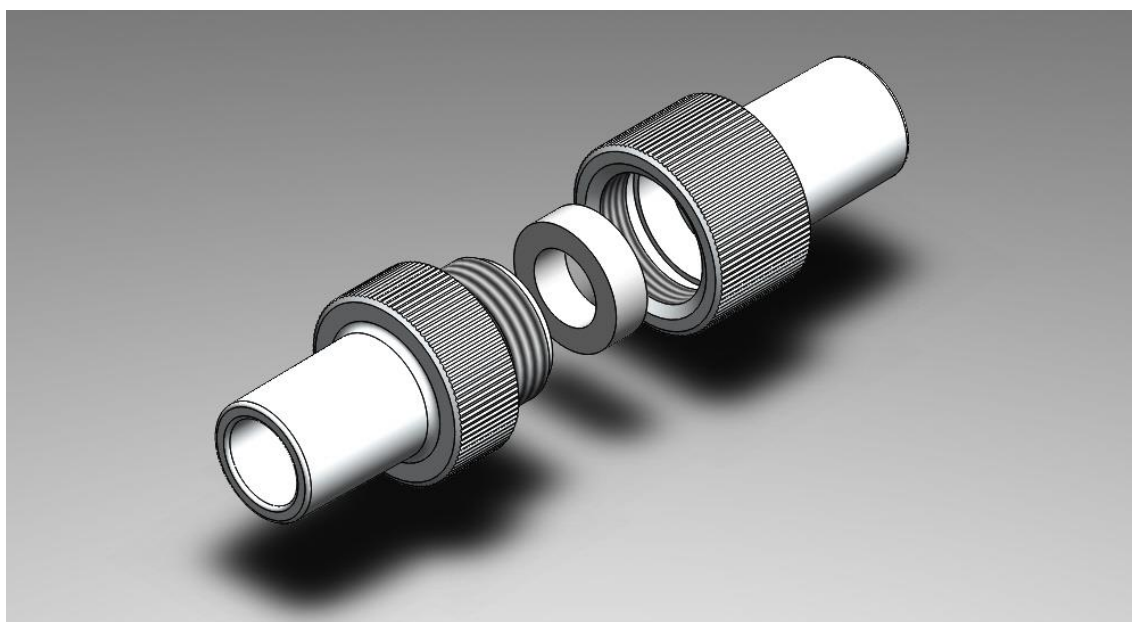
V této kapitole jsou popsány veškeré metody využití při zpracování diplomové práce. Nejdříve jsou zde popsány návrh a výroba nastavitelného průtočného odporu a následně postup stanovení průtokově-tlakových charakteristik nastavitelného průtočného odporu. Dále je zde detailně popsána studie provedená na dobrovolnících, konkrétně charakteristika skupiny probandů, popis měřicí sestavy a také průběh samotného experimentu. Nakonec je v této kapitole popsáno zpracování naměřených dat a jejich statistické vyhodnocení.

2.1 Nastavitelný průtočný odpor

Na základě zjištění z pilotních experimentů, bylo nutné navrhnout vlastní nastavitelný průtočný odpor s dostatečným počtem a vhodným rozmezím hodnot průtočných odporů.

2.1.1 Návrh průtočného odporu v 3D CAD softwaru Solidworks 2017

Na trhu nebyl nalezen komerčně dostupný a pro experiment vhodný nastavitelný průtočný odpor s dostatečným rozsahem a počtem nastavitelných hodnot. Proto jsem navrhl nastavitelný průtočný odpor v 3D CAD softwaru Solidworks 2017 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp.), viz Obr. 2.1. Nastavitelný průtočný odpor se skládá ze dvou do sebe šroubovatelných koncovek (závit M18×1,5) a vyměnitelné clony s otvorem o různém vnitřním průměru, která se vkládá mezi koncovky. Z důvodu zajištění kompatibility s běžnými částmi dýchacích okruhů byly koncovky navrženy s vnějším kuželem 15 mm v souladu s normou ČSN EN ISO 5356-1 [33].



Obr. 2.1: Návrh průtočného odporu s vyměnitelnými clonami zhotovený v 3D CAD softwaru Solidworks 2017.

Průtočný odpor (Obr. 2.2) byl vyroben ze zdravotně nezávadných materiálů, koncovky se závity konkrétně z duralu a clony z teflonu. Clony tak díky svým materiálovým vlastnostem slouží zároveň jako vhodný těsnící prvek.



Obr. 2.2: Praktická realizace navrhnutého průtočného odporu s vyměnitelnými clonami. Fotografie: autor.

2.1.2 Průtokově-tlakové charakteristiky průtočného odporu

Po návrhu a výrobě nastavitelného průtočného odporu bylo nutné proměřit jeho průtokově-tlakové charakteristiky pro jednotlivé průměry otvorů clon. Průtok byl regulován a měřen pomocí regulátoru hmotnostního průtoku OMEGA FMA5542 (OMEGA Engineering, Inc.). Tlaková diference pro daný odpor byla měřena pomocí přístroje iMon (měřicí systém zhotovený členy výzkumného týmu nekonvenční plicní ventilace), který byl nejdříve zkalibrován pomocí kalibračního přístroje KAL 84 (Airflow Lufttechnik GmbH). K regulaci i měření byl použit software LabVIEW 2014 SP1 (National Instruments Corporation). Zpracování dat bylo provedeno v prostředí Matlab R2016b (The MathWorks, Inc.), kde byla naměřená data pro každý průměr clony aproximována obecným polynomem:

$$\Delta p(a, q, n) = a \cdot q^n, \quad (2.1)$$

kde Δp (cmH₂O) je tlakový úbytek, q (L/min) je průtok, a (-) je koeficient polynomu a n (-) je řád polynomu.

Pro popis průtočného odporu s konkrétním průměrem otvoru clony byl zvolen postup výpočtu jmenovité hodnoty průtočného odporu. Jako jmenovitá hodnota průtočného odporu byla zvolena hodnota, kterou by měl lineární průtočný odpor při průtoku 10 L/min

a odpovídajícím tlakovém úbytku, který byl vypočítán dle vztahu 2.1. Tento postup výpočtu jmenovité hodnoty průtočného odporu lze popsat vztahem:

$$R = \frac{\Delta p(q)}{q} = \frac{\Delta p(10)}{10}, \quad (2.2)$$

kde R ($\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{min} \cdot \text{L}^{-1}$) je jmenovitá hodnota průtočného odporu a $\Delta p(q)$ (cmH_2O) je tlakový úbytek, který je funkcí průtoku q (L/min). Průtokově-tlakové charakteristiky a jmenovité hodnoty průtočných odporů pro všech 15 v experimentu použitých clon jsou uvedeny v kapitole s výsledky.

2.2 Studie na dobrovolnících

V rámci této práce byla provedena prospektivní intervenční studie na zdravých dobrovolnících (subjektech, probandech). Pro optimalizaci experimentálních procedur bylo nejdříve provedeno několik pilotních měření, při kterých byly zjištěny důležité skutečnosti pro praktickou realizaci experimentu, jako například nízký počet komerčně dostupných průtočných odporů a nevhodnost jejich kombinací pro zamýšlený experiment. Na základě těchto faktů byla zvolena cesta návrhu a výroby vlastního nastavitelného průtočného odporu. Během pilotních měření byl také navržen předběžný postup zpracování získaných dat. Studie na dobrovolnících byla posouzena a schválena etickou komisí FBMI ČVUT (viz přílohy A–D). Každý účastník studie podepsal informovaný souhlas před samotným zahájením měření. Studie probíhala na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně v laboratoři simulující nemocniční oddělení ARO a JIP.

2.2.1 Charakteristika skupiny subjektů

Prospektivní intervenční studie byla provedena na 14 zdravých probandech, z nichž ale pouze 13 bylo do studie zařazeno. U jednoho ze subjektů došlo k chybnému naměření signálů z důvodu netěsnosti kolíčku na nose. Vylučujícími kritérii bylo respirační či kardiovaskulární onemocnění a diabetes mellitus. Charakteristika probandů zahrnutých do studie je uvedena v Tab. 2.1.

Tab. 2.1: Charakteristika skupiny 13 probandů zahrnutých do studie.

Pohlaví	8 mužů, 5 žen
Věk (roky)	$24,2 \pm 1,7$ (21,4 – 27,4)
Hmotnost (kg)	$68,4 \pm 10,8$ (43 – 80)
Výška (m)	$1,74 \pm 0,09$ (1,54 – 1,85)
<i>BMI</i> (kg/m^2)	$22,6 \pm 2,4$ (16,8 – 27,0)

Data jsou uvedena jako aritmetický průměr \pm směrodatná odchylka (minimum – maximum)

2.2.2 Měřicí sestava

Měřicí sestava (Obr. 2.3) se skládala z monitoru vitálních funkcí Datex-Ohmeda S/5™ Monitor (GE Healthcare Finland Oy). U monitoru byl využit spirometrický modul S/5™ Compact Airway Module E-CAiOV (GE Healthcare Finland Oy), ke kterému byla pomocí hadiček připojena standardní clonka D-lite™ Sensor (GE Healthcare Finland Oy) pro měření průtoku a tlaku v dýchacích cestách. K monitoru vitálních funkcí byla také připojena sonda pro měření saturace periferní krve kyslíkem. Monitor byl připojen k notebooku Lenovo ThinkPad Edge E145 (Lenovo Group Limited), pomocí kterého byla nahrávána data pomocí softwaru Datex-Ohmeda S/5™ Collect (GE Healthcare Finland Oy) se vzorkovací frekvencí 100 Hz. Monitor vitálních funkcí i notebook byl během experimentů napájen ze zdravotnické izolované soustavy pro zajištění galvanického oddělení.



Obr. 2.3: Měřicí sestava skládající se z monitoru vitálních funkcí se spirometrickým modulem a záznamového notebooku. Fotografie: autor.

Podstatnou částí měřicí sestavy byla ta, skrz kterou proband během experimentu dýchal (detailní fotografie na Obr. 2.4). Ta se skládala z již zmíněné standardní měřicí clonky, na kterou byl z jedné strany připojen nastavitelný průtočný odpor a z druhé strany náustek s antibakteriálním a virovým filtrem Pulmosafe II (MR Diagnostic s.r.o.).



Obr. 2.4: Detailní fotografie dýchací části měřicí sestavy. Fotografie: autor.

2.2.3 Protokol experimentu

Vzhledem k povaze studie bylo nejdříve nutné provést nábor vhodných probandů, kteří splňovali kritéria pro zařazení do studie (absence respiračních a kardiovaskulárních onemocnění, diabetes mellitus). Po příchodu do laboratoře se dobrovolník nejprve seznámil s informovaným souhlasem, který následně podepsal. Dalším krokem bylo vyplnění dotazníku a zahájení samotného experimentu.

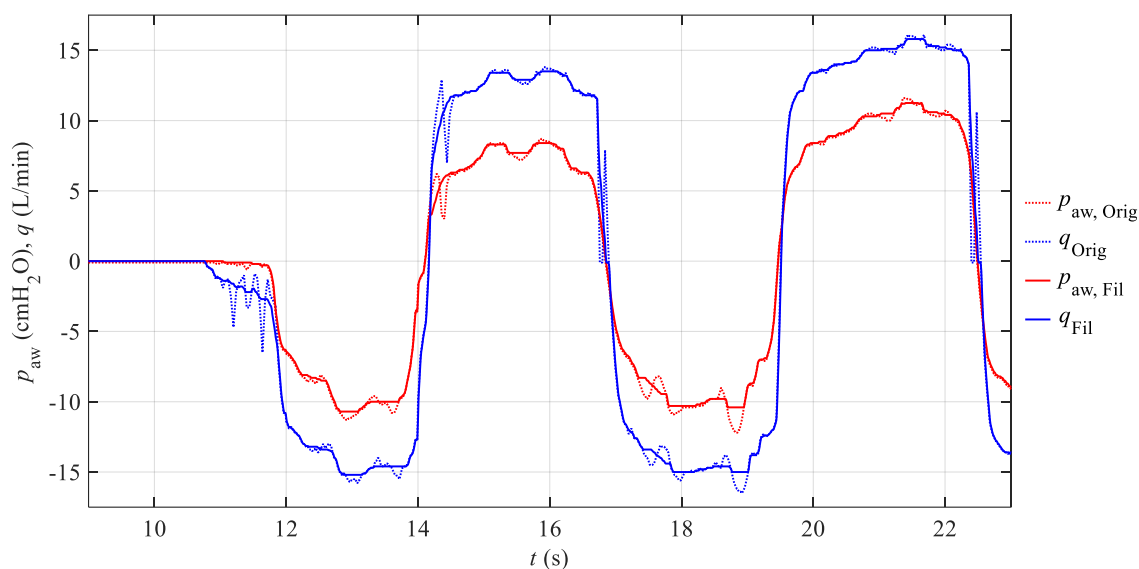
Pro zajištění bezpečnosti probanda během celého experimentu byla nejprve probandovi na prst nasazena sonda pro měření saturace periferní krve kyslíkem. V případě, že by saturace periferní krve kyslíkem klesla pod 80 %, byl by proband odpojen od sestavy a mohl tak začít dýchat čerstvý vzduch. K takové situaci ale během studie nikdy nedošlo.

Proband si nasadil nosní kolíček a bylo zahájeno první měření na nejnižším průtočném odporu, tedy na průtočném odporu s clonou s otvorem o největším průměru. Postupně byl průtočný odpor zvyšován výměnou clony. Celkově bylo na každém probandovi provedeno 15 měření při zvyšujících se průtočných odporech. Celková doba experimentu na jednom probandovi byla včetně přípravy přibližně 45 minut.

2.3 Zpracování dat

Zaznamenaná data byla zpracována v programovém prostředí Matlab R2016b. Všechny prezentované výsledky byly vypočítány z prvních třech dechových cyklů pro daný subjekt a průtočný odpor. Prvními třemi dechovými cykly jsou myšleny první tři dechové cykly, které nebyly v průběhu zpracování označeny jako chybné. Tento počet byl zvolen z toho důvodu, že někteří probandi většího počtu dechových cyklů na nejvyšších průtočných odporech nedosáhli. Vypočtené parametry jsou aritmetickými průměry ze zmíněných třech dechů.

Zpracovávanými signály byly signál tlaku v dýchacích cestách (p_{aw}) a signál průtoku (q). Signály byly nejprve filtrovány mediánovým filtrem s délkou okna 50 vzorků, což při vzorkovací frekvenci 100 Hz odpovídá času 0,5 s. Následně bylo pro každý signál provedeno nulování offsetu, kdy byl od signálu odečten modus určený z prvních 500 vzorků (5 sekund) tohoto signálu. Srovnání takto zpracovaných signálů s originálními je na Obr. 2.5.



Obr. 2.5: Srovnání původních signálů ($p_{aw,Orig}$, q_{Orig}) s filtrovanými signály ($p_{aw,Fil}$, q_{Fil}), u kterých bylo zároveň provedeno nulování offsetu. Zobrazené signály jsou pro subjekt číslo 10 a průtočný odpor s clonou s průměrem otvoru 3 mm.

Pro snazší detekci nádechů a výdechů bylo nejdříve provedeno nulování hodnot na začátku a konci každého signálu. Nulování na začátku signálu bylo vždy provedeno od prvního vzorku signálu do posledního vzorku předcházejícího inspiračního maximu, který měl hodnotu větší nebo rovnu nule. Nulování konce signálu bylo provedeno obdobně, pouze byl zvolen úsek signálu od prvního vzorku s hodnotou nižší či rovnou nule, který následoval po posledním expiračním maximu. Tímto postupem bylo zabráněno detekci dechových cyklů v částech signálu, které nezaznamenávaly dechovou činnost probanda.

Následně byly u signálů detekovány průchody nulou. Byla zvolena metoda využívající vynásobení daného signálu stejným, o jeden vzorek doleva posunutým signálem. Z výsledného signálu byly detekovány průchody nulou jako vzorky mající nulovou či zápornou hodnotu. U tohoto postupu mohl být chybně detekován průchod nulou o jeden vzorek dříve, to bylo zpřesněno na základě prozkoumání podmínky, zda následující vzorek nemá nižší absolutní hodnotu, a pokud měl, byl zvolen jako správný vzorek pro označení průchodu nulou. Na základě porovnání hodnoty vzorku detekovaného průchodu s hodnotami vzorků sousedících byly detekované průchody rozděleny na začátky inspirií a expirií dle níže uvedených podmínek:

- Začátky inspirií byly vzorky, jimž předcházela vzorek s hodnotou vyšší či stejnou a po nichž následoval vzorek s hodnotou nižší nebo vzorky jimž předcházela vzorek s hodnotou vyšší a po nichž následoval vzorek s hodnotou nižší či stejnou.
- Jako začátky expirací byly zvoleny vzorky, jimž předcházela vzorek s hodnotou nižší či stejnou a po nichž následoval vzorek s hodnotou vyšší nebo vzorky, jimž předcházela vzorek s hodnotou nižší a po nichž následoval vzorek s hodnotou vyšší či stejnou.

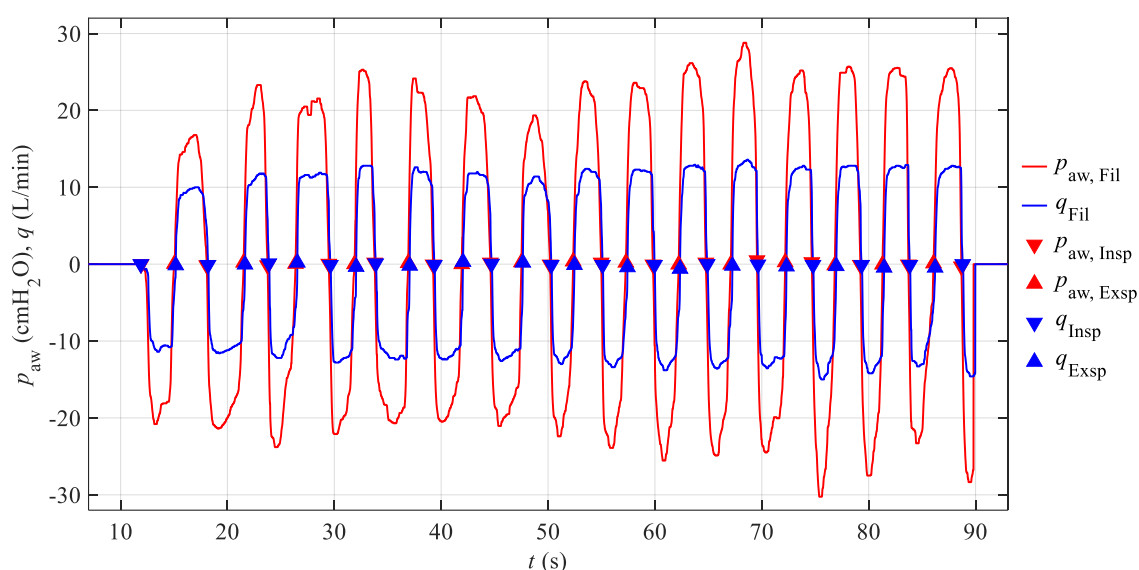
Dále byl využit algoritmus, který zajistil, že sekvence detekovaných začátků inspirií a expirací bude začínat i končit začátkem inspira. Poté bylo zajištěno střídání začátků inspirií a expirací pomocí algoritmu založeného na plnění níže uvedených podmínek:

- Každý začátek expirace musí být jediným mezi dvěma začátky inspirií.
- Druhý až předposlední začátek inspirií musí být jediným mezi dvěma začátky expirací.

Jelikož docházelo k situacím, kdy u signálu tlaku a průtoku nebyl detekován stejný počet dechových cyklů bylo nutné použít algoritmus, který přebytečné dechové cykly odstraní. Ten byl založen na splnění dvou podmínek:

- Index posledního detekovaného začátku inspira v signálu s menším počtem těchto začátků musí být za předposledním detekovaným začátkem inspira v signálu s původně větším počtem těchto začátků.
- Začátek expirace v daném dechovém cyklu v jednom ze signálů musí být mezi začátkem inspira v daném dechovém cyklu a začátkem inspira v následujícím dechovém cyklu v signálu druhém.

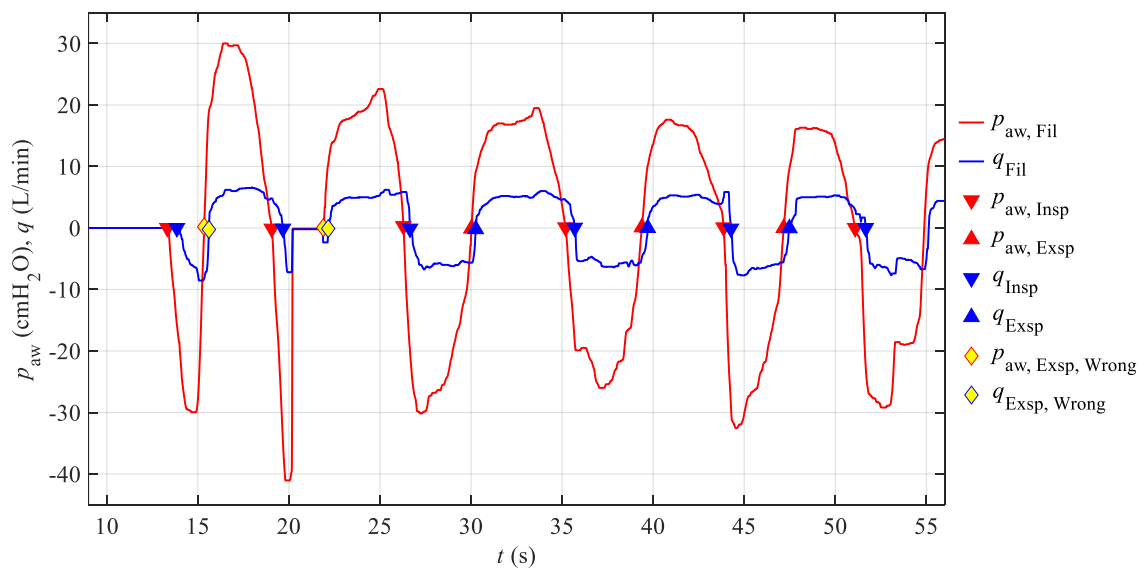
V algoritmu byly tyto podmínky zařazeny do cyklu pro testování podmínky shodnosti počtu dechových cyklů detekovaných v obou signálech. Plnění podmínek tak bylo zajišťováno postupně v iteracích, dokud nedošlo k vyrovnání počtu dechových cyklů u obou signálů. Příklad signálů s detekovanými začátky inspirií a expirací je na Obr. 2.6.



Obr. 2.6: Ukázka detekce začátků inspirií ($p_{aw, Insp}$, q_{Insp}) a expirací ($p_{aw, Exsp}$, q_{Exsp}) na již filtrovaných signálech tlaku ($p_{aw, Fil}$) a průtoku (q_{Fil}). Subjekt číslo 12, průtočný odpor s clonou s průměrem otvoru 2,2 mm.

Po tomto úkonu již bylo možné vypočítat pomocí numerické integrace lichoběžníkovou metodou dechové objemy (V_T) ze signálu průtoku a $iPTP$ ze signálu tlaku v dýchacích cestách. Pro každý parametr byla vypočítána jeho inspirační, expirační a celková varianta. Inspirační varianta byla počítána jako absolutní hodnota určitého integrálu od začátku inspira do začátku expira pro daný dechový cyklus. Podobně byla expirační hodnota počítána jako integrál od začátku expira daného dechového cyklu do začátku inspira následujícího dechového cyklu. Celková hodnota obou parametrů byla vypočítána jako integrál absolutních hodnot daného signálu od začátku inspira jednoho dechového cyklu do začátku inspira dechového cyklu následujícího.

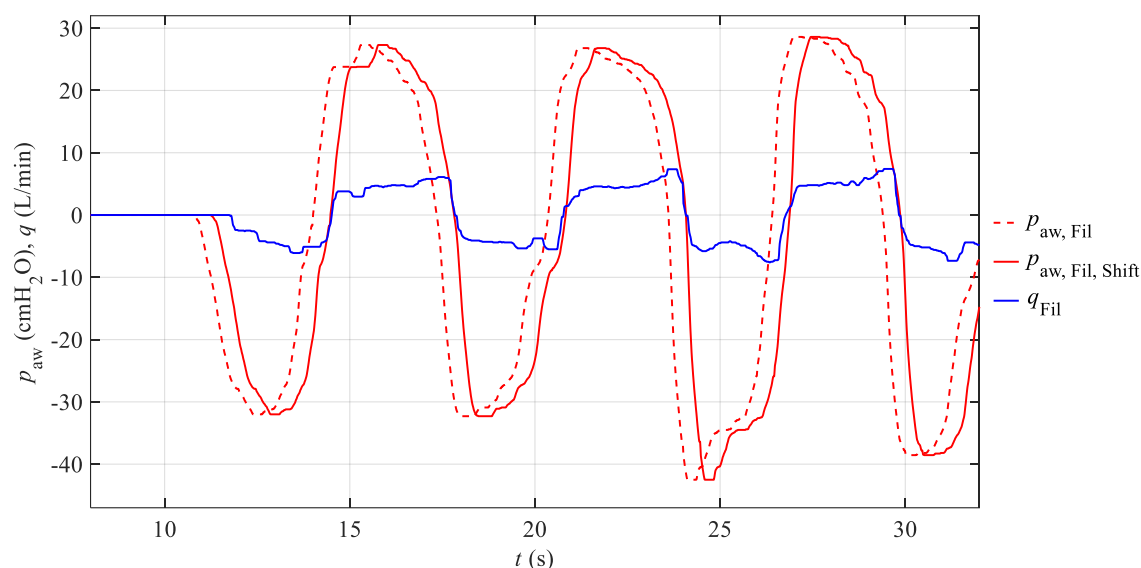
Následně byl využit algoritmus pro detekci dechových cyklů, ve kterých došlo například k výpadku signálu či jinému zkreslení. Tyto dechové cykly byly detekovány na základě vypočtených hodnot V_T a $iPTP$. Konkrétně byly vynechány ty dechové cykly, které měly jakoukoli variantu parametrů V_T či $iPTP$ menší než 50 % či větší než 180 % mediánu daného parametru pro všechny detekované dechové cykly. Dalším kritériem pro vynechání detekovaného dechového cyklu byla nulová první derivace pro sto po sobě jdoucích vzorků. Takto se projevovaly výpadky signálu, které nemusely být odhaleny prvním krokem detekce chybných dechových cyklů. Detekované chybné dechové cykly pak byly vynechány ve veškerém zpracování. Příklad signálů s detekcí chybných dechových cyklů je na Obr. 2.7.



Obr. 2.7: Ukázka detekce chybných dechových cyklů, které jsou značeny žlutými kosočtverci, ty odpovídají začátkům expirací v těchto cyklech ($p_{aw, Exp, Wrong}$, $q_{Exp, Wrong}$). Mezi filtrovanými signály tlaku v dýchacích cestách a průtoku je viditelný časový posun. Subjekt číslo 2, průtočný odpor s clonou s průměrem otvoru 1,5 mm.

Jelikož docházelo při vyšších hodnotách průtočného odporu k časovému posunu mezi signály průtoku a tlaku v dýchacích cestách, viz Obr. 2.7, musel být signál tlaku posunut zpět. Toho bylo docíleno na základě výpočtu mediánu rozdílů mezi indexy

přechodů nulou pro oba typy signálu. Následně byl tato mediánová hodnota zaokrouhlena na celé číslo a použita pro časový posun signálu, jak je ukázáno na Obr. 2.8.



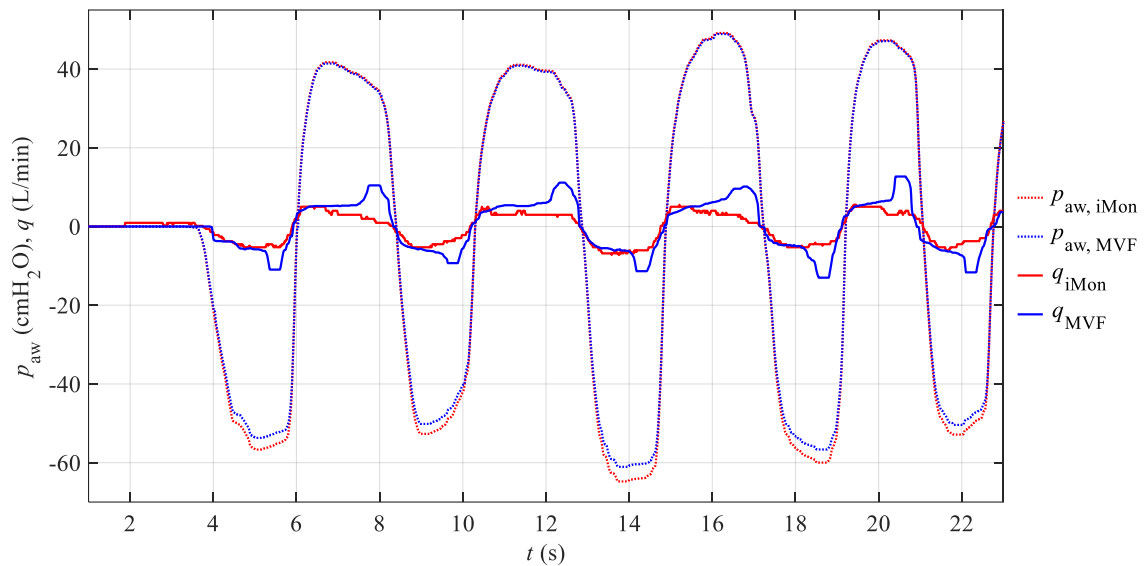
Obr. 2.8: Ukázka posunu signálu tlaku na vyšších hodnotách průtočného odporu. Uvedený příklad je subjekt číslo 5 a průtočný odpor s clonou s průměrem otvoru 1,2 mm.

Takto posunutý signál tlaku a původní signál průtoku byly navzájem vynásobeny pro získání signálu vhodného k výpočtu všech variant *iWoB* (inspirační, expirační a celková). Získaný signál byl použit k výpočtu *iWoB* pomocí numerické integrace lichoběžníkovou metodou. Výpočet konkrétních variant *iWoB* podléhal stejnému postupu jako v případě V_T a *iPTP*.

Výše uvedenými postupy bylo dosaženo hodnot parametrů $iPTP_c$ a $iWoB_c$, které jsou vztaženy k dechovému cyklu. Dále pak byly parametry normovány vzhledem k dechovému objemu ($iPTP_V$ a $iWoB_V$), času ($iPTP_t$ a $iWoB_t$) a minutové ventilaci ($iPTP_{MV}$ a $iWoB_{MV}$). Toto normování bylo provedeno pro inspirační, expirační i celkovou variantu parametrů.

2.3.1 Korekce dat

Po naměření celé skupiny probandů bylo zjištěno chybné měření průtoku monitorem vitálních funkcí na čtyřech nejvyšších průtočných odporech (průměr otvoru clony od 1 do 2 mm). Bylo tedy nutné vyřešit korekci hodnot špičkových průtoků, dechových objemů a *iWoB*. Tato situace byla vyřešena opětovným proměřením šesti nejvyšších průtočných odporů na jednom subjektu, a to zároveň pomocí monitoru vitální funkcí Datex-Ohmeda a přístroje iMon. Srovnání signálů naměřených přístrojem iMon a monitorem vitálních funkcí je na Obr. 2.9, na kterém lze vidět chybné špičky v signálu průtoku z monitoru vitálních funkcí.



Obr. 2.9: Srovnání signálů naměřených přístrojem iMon ($p_{aw, iMon}$, q_{iMon}) se signály naměřenými monitorem vitálních funkcí ($p_{aw, MVF}$, q_{MVF}). Uvedený příklad je pro průtočný odpor s clonou s průměrem otvoru 1,2 mm.

Zpracování dat pro korekci této chyby bylo totožné s výše uvedeným zpracováním dat naměřených na skupině subjektů až na několik výjimek:

- U signálu průtoku z přístroje iMon bylo nutné vyřešit odečtení offsetu jiným způsobem, neboť zde pro ostatní signály využitá metoda selhala. Signál byl posunut tak, aby záporně vzatý rozdíl mediánů záporných průtokových špiček byl roven rozdílu mediánu kladných průtokových špiček.
- Bylo nutné zajistit stejný počet detekovaných dechových cyklů pro signály z obou přístrojů. Zde byl zvolen postup výběru prvních dechových cyklů, jejichž počet se rovnal nižšímu počtu detekovaných cyklů. Následně byla zkontrolována správnost tohoto postupu u jednotlivých signálů.
- U přístroje iMon nedocházelo při měření k posunu signálu tlaku v dýchacích cestách oproti signálu průtoku, a tak nemusel být tento signál posouván zpět, jako tomu bylo v případě signálů z monitoru vitálních funkcí.
- Jako chybné dechové cykly byly označeny ty, jejichž hodnota $V_{T, Tot}$ či $iPTP_{c, Tot}$ ležela mimo rozmezí 85–115 % mediánu daného parametru vypočteného ze všech detekovaných dechových cyklů pro daný průtočný odpor. Pro detekci chybných dechových cyklů byla také využita již zmíněná podmínka nulové difference pro sto po sobě jdoucích vzorků signálu.

Pro výpočet korekčního koeficientu pro dechové objemy byly využity objemy získané integrací absolutních hodnot signálu průtoku přes celé dechové cykly ($V_{T, Tot}$), konkrétně jejich aritmetický průměr z prvních třech dechových cyklů. Podobně tomu bylo u korekčního koeficientu pro $iWoB$, pro který byly využity hodnoty $iWoB_{c, Tot}$ získané integrací absolutních hodnot signálu $p_{aw} \cdot q$ přes celé dechové cykly, konkrétně jejich aritmetický průměr z prvních třech dechových cyklů. Pro výpočet korekčního koeficientu

pro špičkové průtoky byl využit aritmetický průměr absolutních hodnot špičkových inspiračních a expiračních průtoků z prvních třech dechových cyklů.

Pro všechny průtočné odpory byl následně vypočítán poměr aritmetického průměru získaného ze signálu naměřeného pomocí přístroje iMon a aritmetického průměru získaného ze signálu naměřeného pomocí monitoru vitálních funkcí. Pro samotný výpočet korekčních koeficientů bylo nutné vzít v potaz, že signál průtoků naměřený přístrojem iMon nabýval obecně nižších hodnot než signál naměřený monitorem vitálních funkcí, a to i na průtočných odporech, pro které nebyla zamýšlena korekce. Proto byl výsledný korekční koeficient pro čtyři nejvyšší průtočné odpory vypočítán vydělením zmíněného poměru aritmetickým průměrem poměrů ze dvou nejnižších proměřených průtočných odporů. Čtyřmi takto vypočtenými koeficienty byly následně vynásobeny hodnoty objemů, *iWob* a špičkových průtoků pro čtyři nejvyšší průtočné odpory.

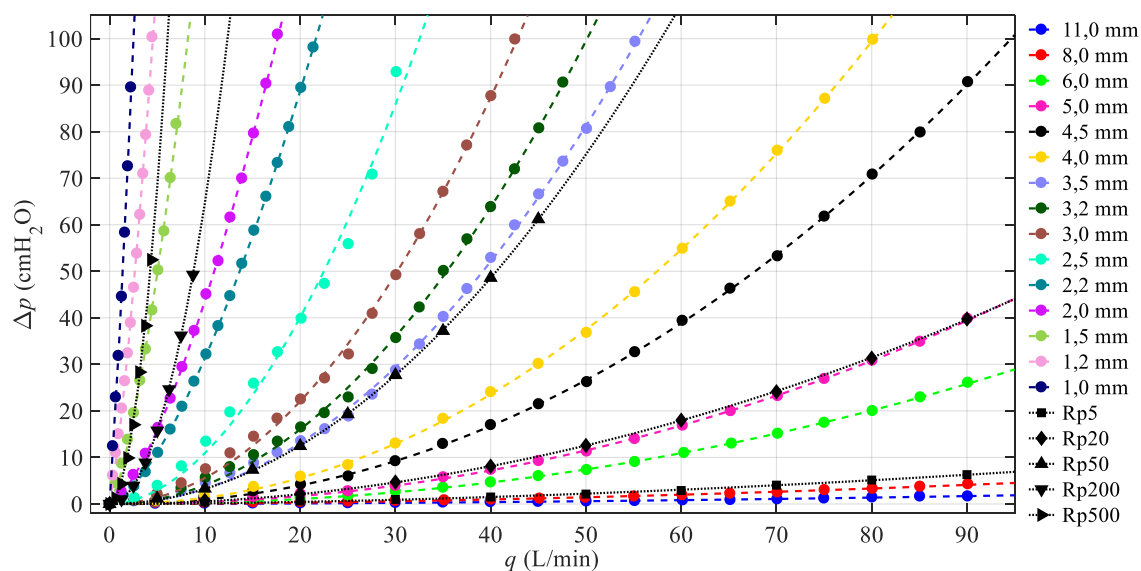
3 Výsledky

Studie se zúčastnilo 14 dobrovolníků, u všech z nich byl experiment celý dokončen. Jeden z probandů byl z již zmíněného důvodu ze studie vyřazen, proto byla data zpracována ze 13 subjektů.

K prezentaci řady výsledků jsou použity krabicové grafy, jejich horní a spodní hranice označují 3. a 1. kvartil a linie uvnitř značí medián. Odlehle hodnoty jsou značeny křížky. Vousy reprezentují interval $\tilde{x} \pm 2,7 \cdot \sigma$, kde \tilde{x} je medián a σ směrodatná odchylka.

3.1 Nastavitelný průtočný odpor

V rámci diplomové práce byl navrhnout a vyroben nastavitelný odpor s 15 vyměnitelnými clonami s různým průměrem otvoru. Pro každý průměr otvoru clony byly proměřeny průtokově tlakové charakteristiky průtočného odporu, které jsou vyobrazeny na Obr. 3.1.



Obr. 3.1: Průtokově-tlakové charakteristiky vyrobeného nastavitelného průtočného odporu pro jednotlivé průměry otvoru vyměnitelné clony společně s průtokově-tlakovými charakteristikami parabolických průtočných odporů od společnosti Michigan Instruments.

Na Obr. 3.1. jsou také vyobrazeny průtokově-tlakové charakteristiky komerčně dostupných průtočných odporů od společnosti Michigan Instruments [34]. Konkrétně se jedná o parabolické průtočné odpory Rp5, Rp20, Rp50, Rp200 a Rp500. Průtokově-tlakové charakteristiky průtočného odporu Rp5 se nejvíce blíží průtokově-tlaková charakteristika pro průměr otvoru clony 8 mm. Průtokově tlaková charakteristika pro Rp20 je téměř totožná s charakteristikou pro průměr otvoru clony 5 mm. Nejvíce blízká průtokově-tlakové charakteristice pro Rp50 je ta pro průměr otvoru clony 3,5 mm. Především v nízkých hodnotách průtoku si jsou také podobné průtokově-tlakové charakteristiky Rp200 a vyrobeného průtočného odporu s průměrem otvoru clony 2 mm. Průtokově-tlakové charakteristiky pro Rp500 je především pro nižší hodnoty průtoků nejvíce blízká charakteristika pro průměr clony 1,5 mm.

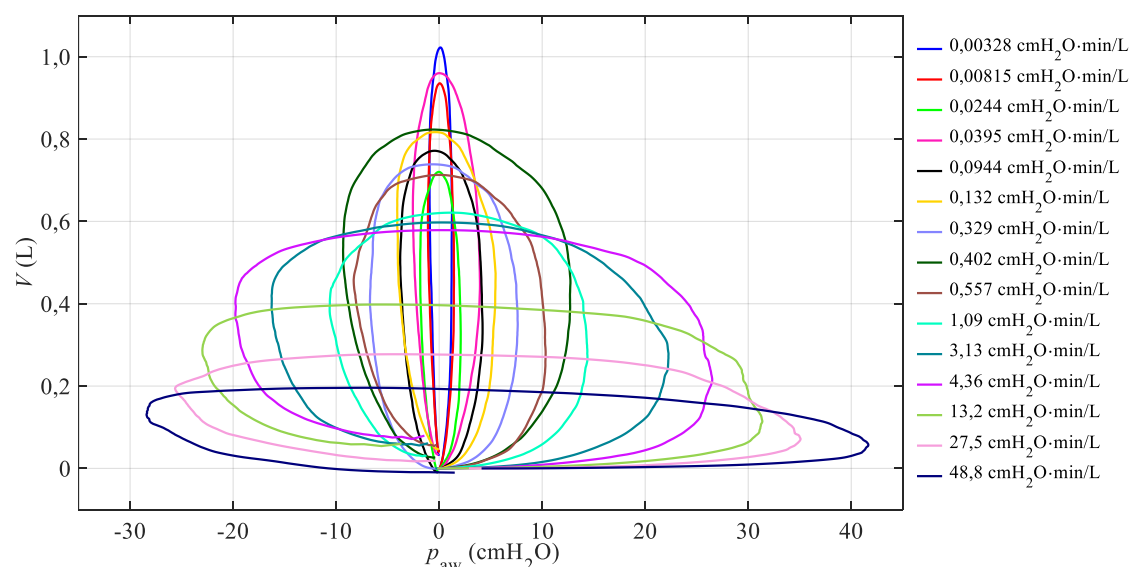
Dle vztahů 2.1 a 2.2 byly vypočítány jmenovité hodnoty průtočného odporu (R) pro jednotlivé průměry otvorů clon (d) a společně s koeficientem (a) a řádem (n) příslušného polynomu jsou uvedeny v Tab. 3.1.

Tab. 3.1: Parametry nastavitelného průtočného odporu pro daní vyměnitelné clony

d (mm)	a (-)	n (-)	R (cmH ₂ O·min·L ⁻¹)
11,0	0,000527	1,79	0,00328
8,0	0,00135	1,78	0,00815
6,0	0,00185	2,12	0,0244
5,0	0,00317	2,10	0,0395
4,5	0,00796	2,07	0,0944
4,0	0,0111	2,08	0,132
3,5	0,0335	1,99	0,329
3,2	0,0409	1,99	0,402
3,0	0,0574	1,99	0,557
2,5	0,145	1,88	1,09
2,2	0,983	1,50	3,13
2,0	1,50	1,46	4,36
1,5	5,09	1,41	13,2
1,2	14,2	1,29	27,5
1,0	34,6	1,15	48,8

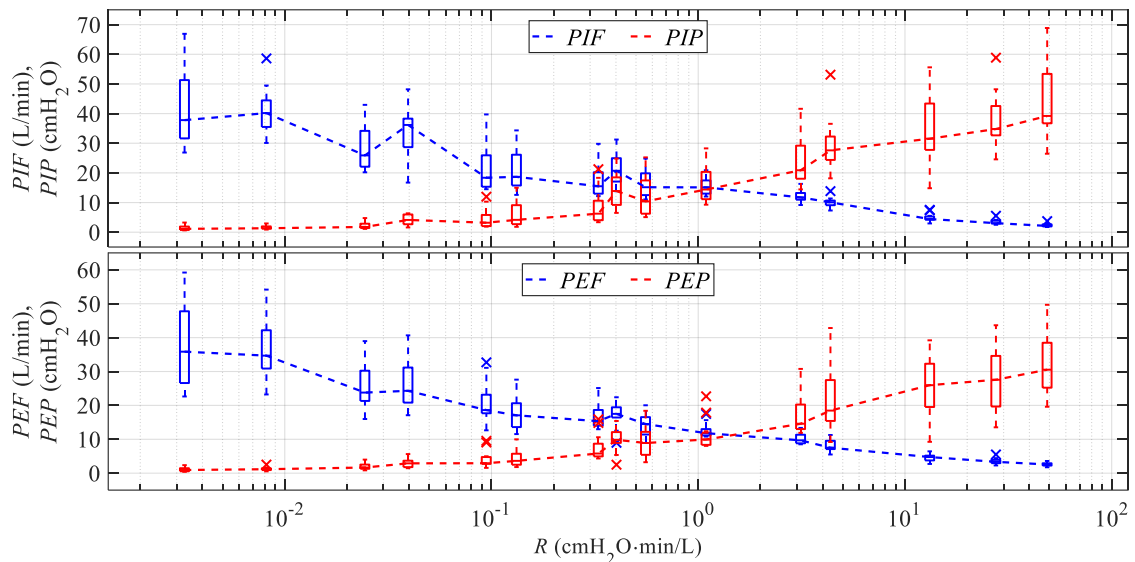
3.2 Vliv zvyšujícího se průtočného odporu na dýchání

Pro vyhodnocení vlivu zvyšujícího se průtočného odporu na vztah mezi tlakem v dýchacích cestách (p_{aw}) a objemem v plicích probanda (V) byly vykresleny tlakově-objemové křivky pro jednotlivé průtočné odpory, jak je uvedeno na Obr. 3.2.



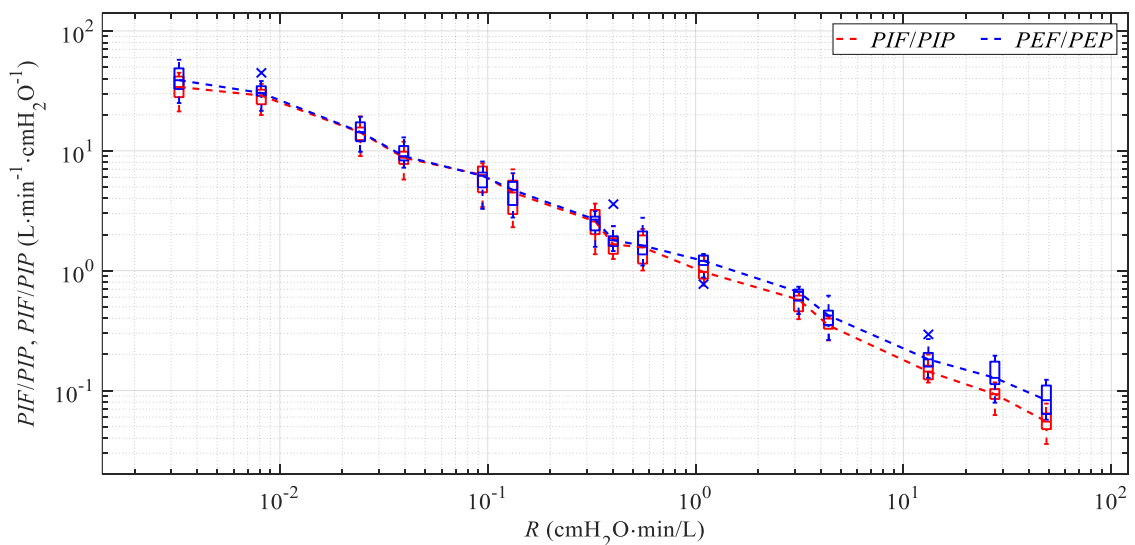
Obr. 3.2: Tlakově-objemové křivky pro jednotlivé hodnoty průtočného odporu. Křivky jsou zprůměrovány vždy ze třech prvních dechových cyklů a mezi všemi probandy. Kladné hodnoty p_{aw} značí inspirium a záporné expirium.

Z Obr. 3.2 je patrné, že s rostoucím průtočným odporem rostou také špičkové hodnoty tlaku v dýchacích cestách, zatímco dosažené dechové objemy až na výjimky klesají. Plocha tlakově-objemových křivek odpovídá parametru $iWoB_c$. Tato plocha s rostoucím odporem nejdříve roste, ale od určité hodnoty průtočného odporu opět klesá. Další možností pro posouzení vlivu rostoucího průtočného odporu na dýchání subjektu je sledování špičkových hodnot průtoku a tlaku v dýchacích cestách během inspiria (PIF a PIP) a expiria (PEF a PEP). Tyto závislosti jsou znázorněny na Obr. 3.3.



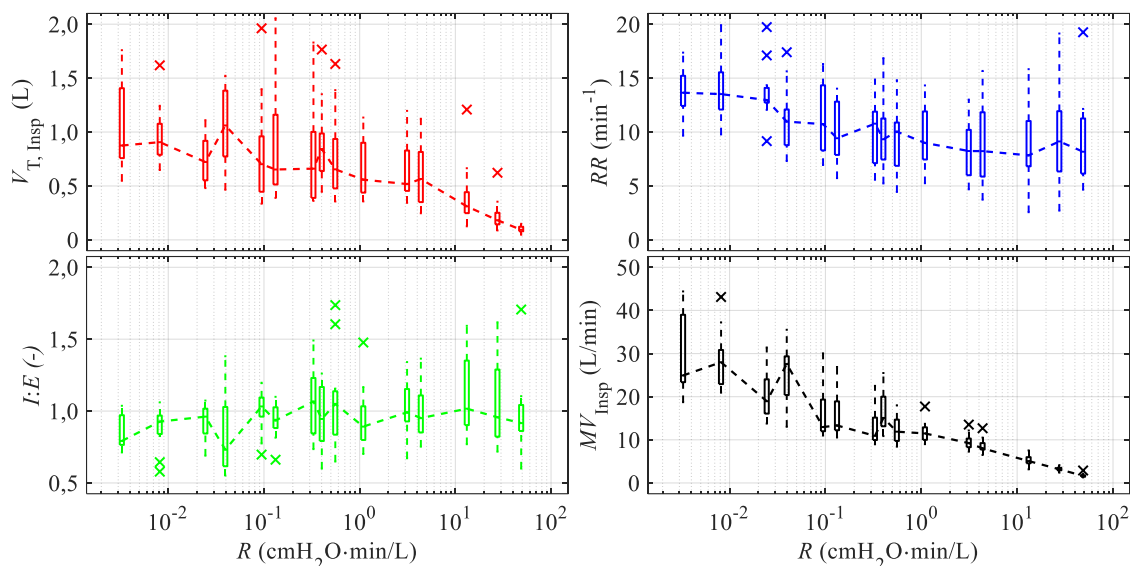
Obr. 3.3: Nahoře graf závislost špičkových hodnot inspiračního průtoku a tlaku v dýchacích cestách na průtočném odporu R . Dole graf závislost špičkových hodnot expiračního průtoku a tlaku v dýchacích cestách na průtočném odporu R .

Z Obr. 3.3 lze obecně usoudit, že s rostoucím průtočným odporem špičkové hodnoty průtoku klesají, zatímco špičkové hodnoty tlaku v dýchacích cestách rostou. Pro názornost je na Obr. 3.4 znázorněna závislost poměru špičkového průtoku a tlaku v dýchacích cestách zvlášť pro inspirační a expirační část dechových cyklů.



Obr. 3.4: Graf závislosti poměru špičkových hodnot inspiračního průtoku a tlaku v dýchacích cestách PIF/PIP , respektive expiračního průtoku a tlaku PEF/PEP na průtočném odporu R .

Dále byl vyhodnocen vliv zvyšujícího se průtočného odporu na dechový objem $V_{T, \text{Insp}}$ a minutovou ventilaci MV_{Insp} získané z inspiračních částí dechových cyklů, dechovou frekvenci RR a poměr inspiračního a expiračního času $I:E$. Grafy závislostí těchto parametrů na zvyšujícím se průtočném odporu jsou vyobrazeny na Obr. 3.5.



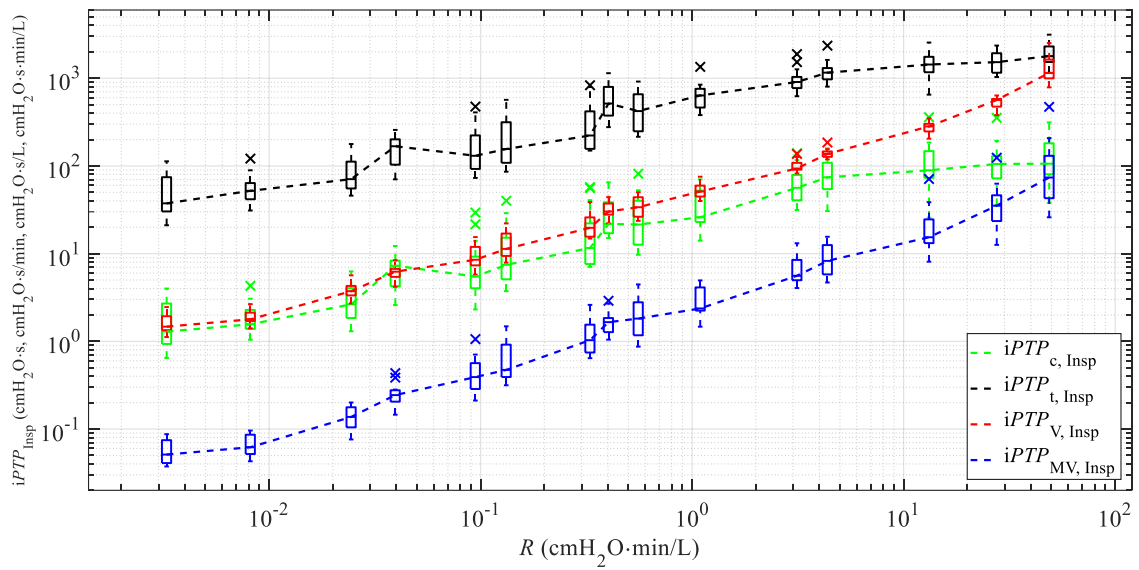
Obr. 3.5: Graf závislosti dechového objemu $V_{T, \text{Insp}}$, dechové frekvence RR , poměru inspiračního a expiračního času $I:E$ a minutové ventilace MV_{Insp} na průtočném odporu R .

3.3 *iPTP* a *iWoB* dle části dechového cyklu

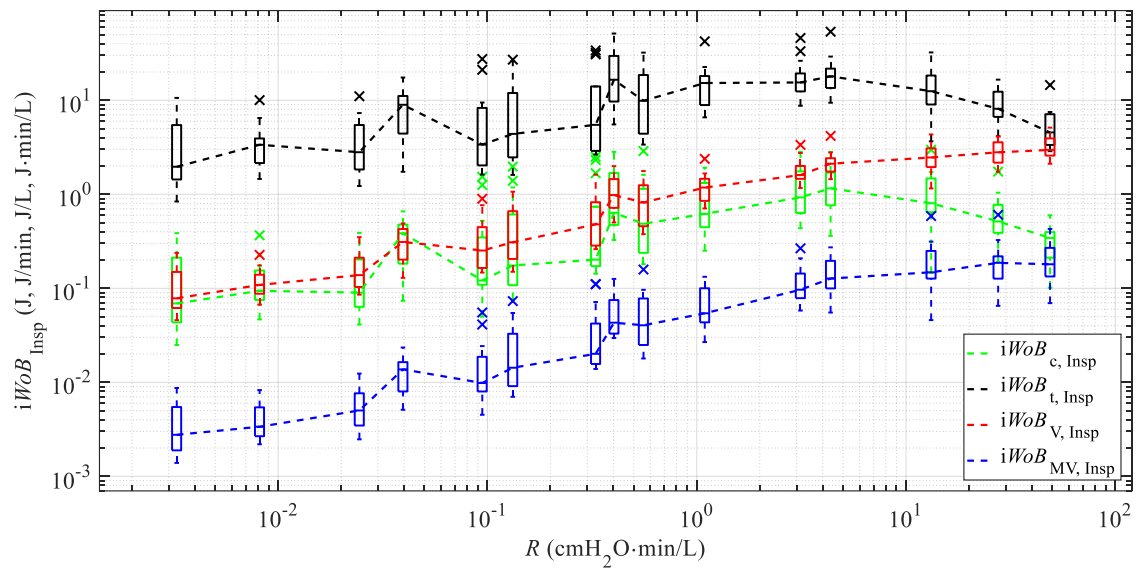
Parametry *iPTP* a *iWoB* byly vyhodnoceny zvláště vzhledem k inspirační a expirační části dechového cyklu. Dále byly vyhodnoceny tyto parametry vzhledem k celému dechovému cyklu. Ve třech následujících podkapitolách jsou vždy na každém grafu uvedeny všechny varianty normování *iPTP*, respektive *iWoB*.

3.3.1 Inspirační *iPTP* a *iWoB*

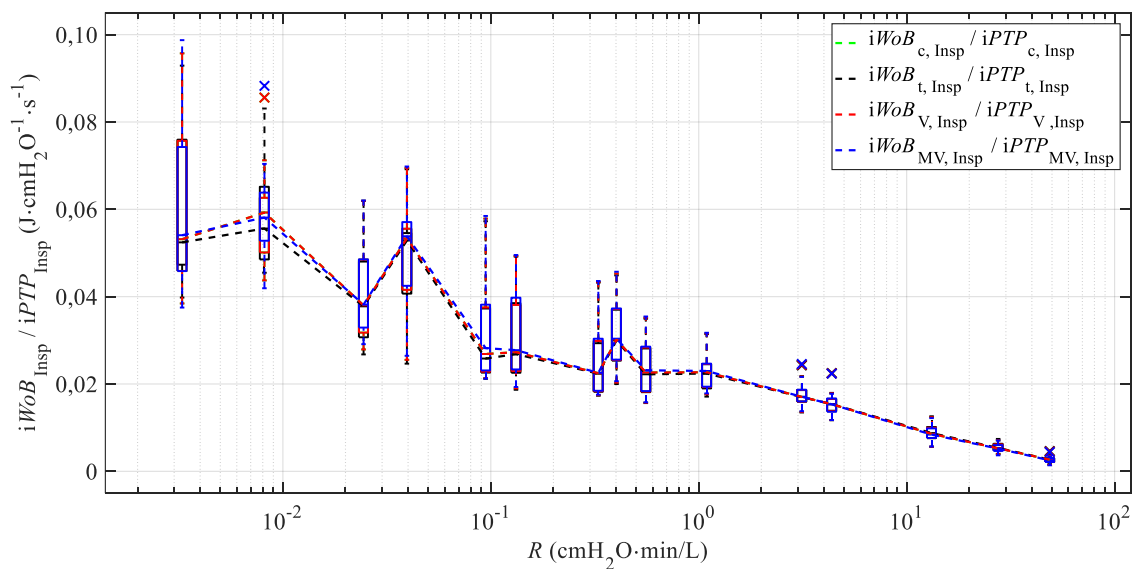
Na Obr. 3.6 je vyobrazen graf závislosti inspiračních variant *iPTP* na rostoucím průtočném odporu, na kterém lze vidět, že parametry $iPTP_V$ a $iPTP_{MV}$ rostou se zvyšujícím se průtočným odporem a parametry $iPTP_c$ a $iPTP_t$ také mají až na výjimky rostoucí trend s náznakem limitace na nejvyšších průtočných odporech. Na Obr. 3.7 je graf závislosti inspiračních variant *iWoB* na průtočném odporu. Zde můžeme vidět pokles parametrů $iWoB_c$ a $iWoB_t$ a limitaci parametrů $iWoB_V$ a $iWoB_{MV}$ na nejvyšších průtočných odporech. Na Obr. 3.8 jsou následně uvedeny závislosti poměrů inspiračních variant $iWoB/iPTP$ na průtočném odporu. Všechny tyto poměry nabývají velmi podobných hodnot a až na výjimky tyto poměry klesají s rostoucím průtočným odporem.



Obr. 3.6: Graf závislosti inspiračních $iPTP$ na průtočném odporu R .

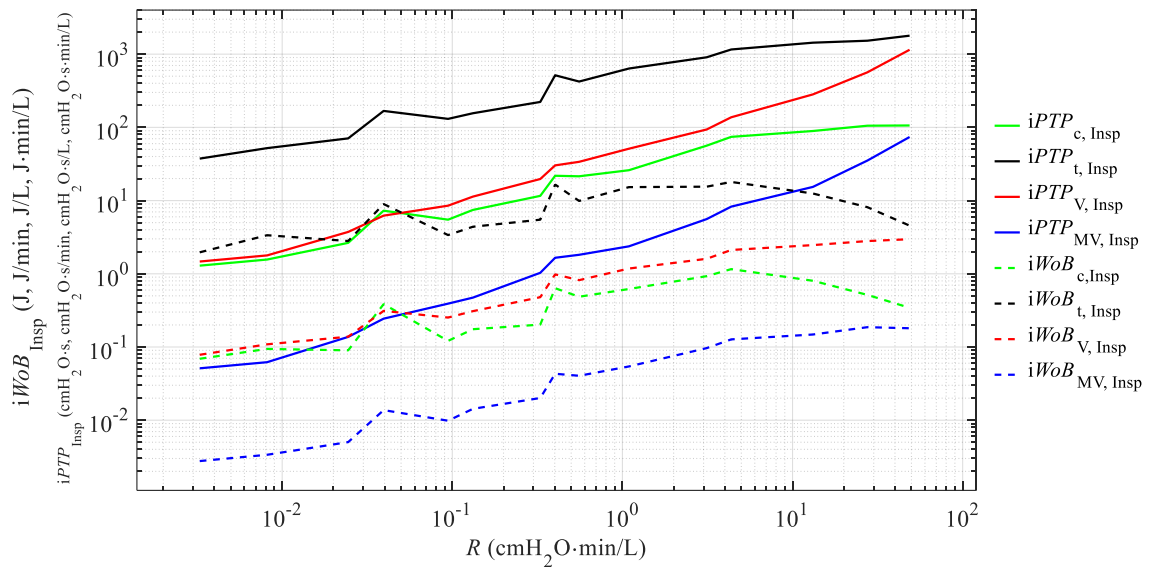


Obr. 3.7: Graf závislosti inspiračních $iWoB$ na průtočném odporu R .



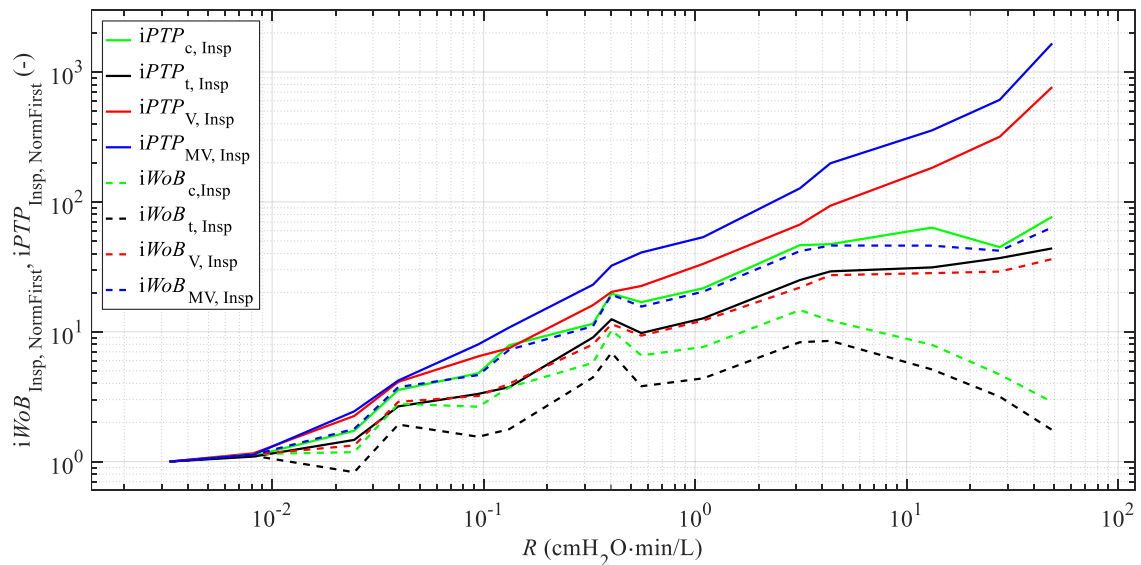
Obr. 3.8: Graf závislosti poměru inspiračních $iWoB/iPTP$ na průtočném odporu R .

Na Obr. 3.9 je graf závislosti inspiračních variant $iPTP$ i $iWoB$ na průtočném odporu. Tento graf slouží pro možné porovnání absolutních hodnot daných parametrů. Také jsou zde vidět již popsané trendy jednotlivých parametrů.



Obr. 3.9: Graf závislosti inspiračních $iWoB$ a $iPTP$ na průtočném odporu R .

Pro snadnější vyhodnocení vlivu zvyšujícího se průtočného odporu na inspirační variantu parametrů $iPTP$ a $iWoB$ byla zvolena vizualizace trendů, které byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu, viz Obr. 3.10.

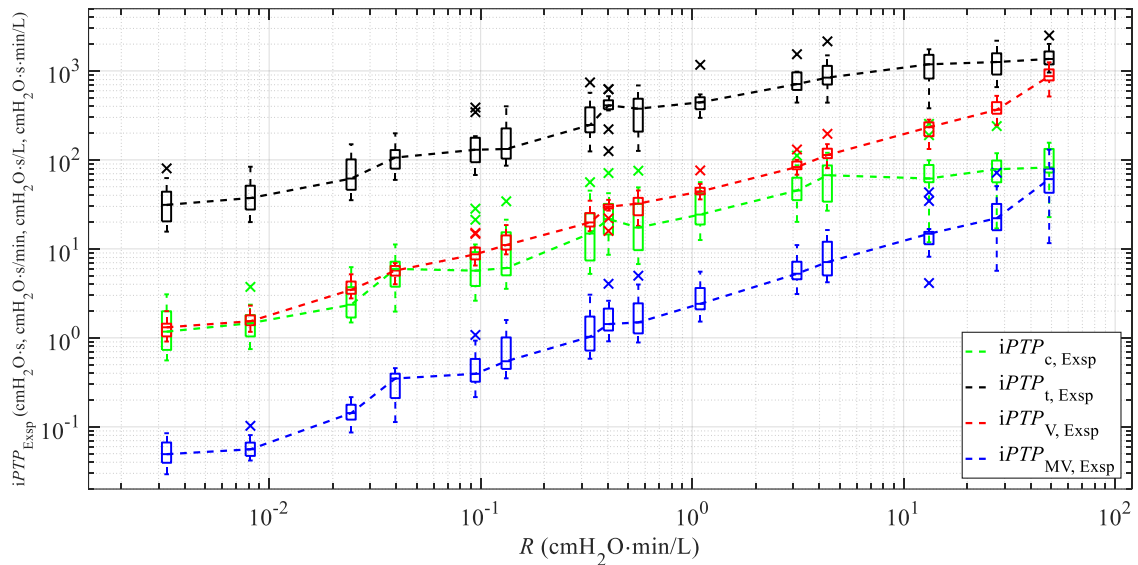


Obr. 3.10: Graf závislosti trendů inspiračních variant parametrů $iWoB$ a $iPTP$ na průtočném odporu R . Trendy byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

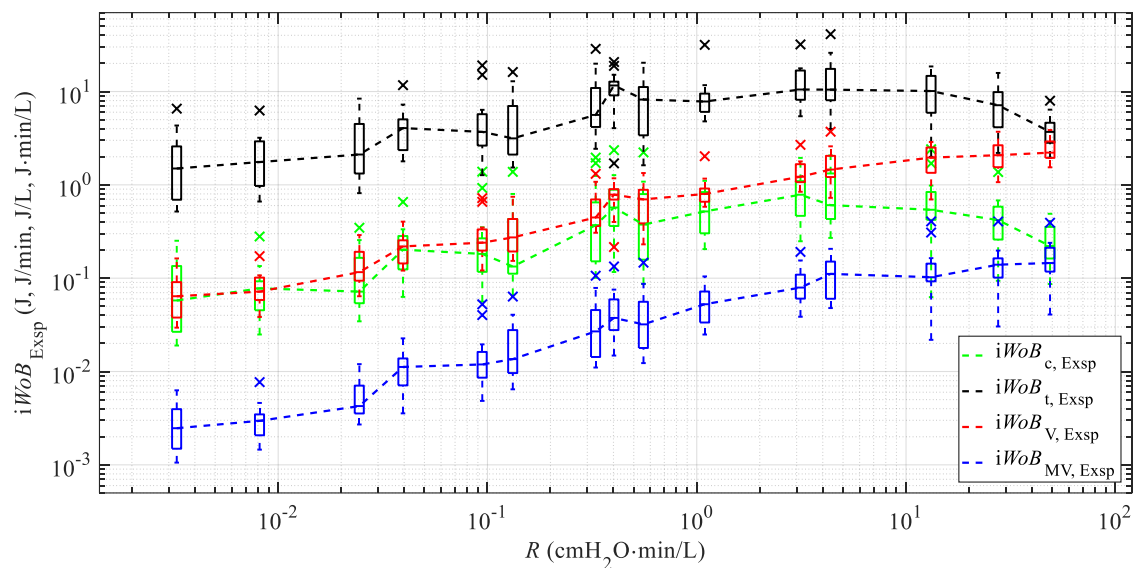
3.3.2 Expirační $iPTP$ a $iWoB$

Na Obr. 3.11 je graf závislosti expiračních variant parametru $iPTP$ na průtočném odporu. Zde můžeme vidět velmi podobné výsledky jako v případě hodnocení inspiračních variant tohoto parametru. Obdobné výsledky jako pro závislost inspiračních variant

parametru $iWoB$ byly zjištěny také pro varianty expirační, jejich závislosti na průtočném odporu jsou na Obr. 3.12.



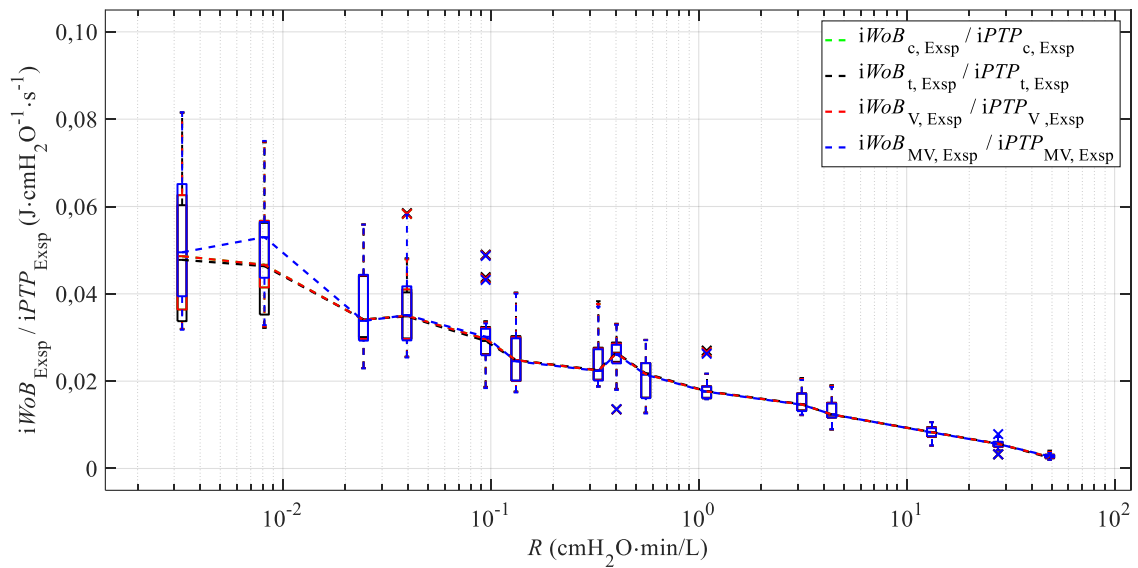
Obr. 3.11: Graf závislosti expiračních $iPTP$ na průtočném odporu R .



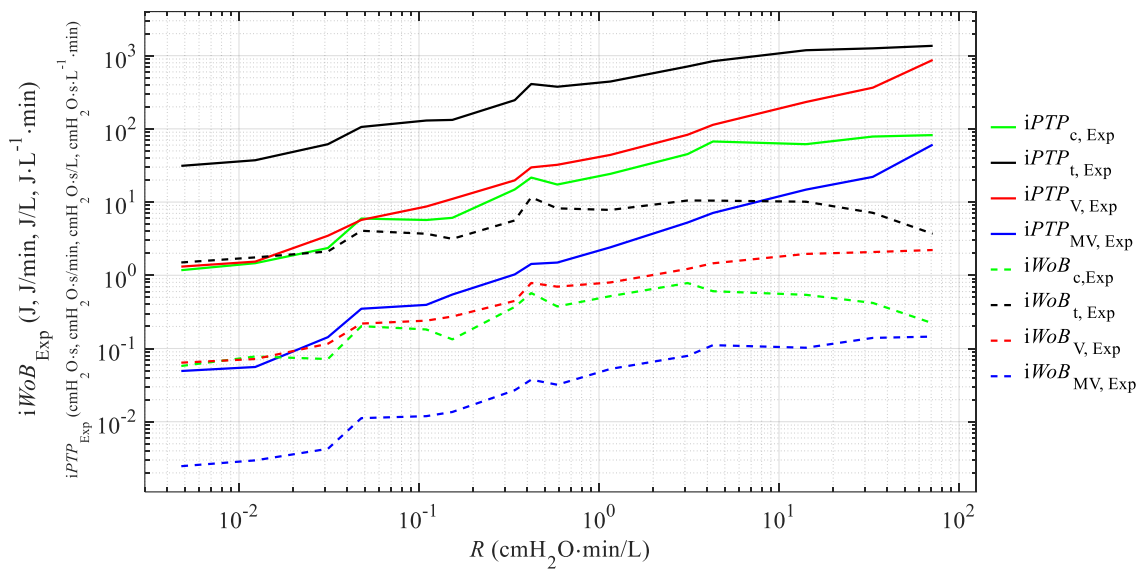
Obr. 3.12: Graf závislosti expiračních $iWoB$ na průtočném odporu R .

Na Obr. 3.13 je znázorněna závislost poměru $iWoB/iPTP$ na průtočném odporu, tentokrát pro expirační varianty zmíněných parametrů. Závislost těchto poměrů až na výjimky klesá s rostoucím odporem, přesto zde vidíme hladší průběh než v případě vyhodnocení vzhledem k inspirační fázi dechového cyklu. Závislosti expiračních variant $iPTP$ a $iWoB$ na průtočném odporu jsou vyobrazeny na Obr 3.14.

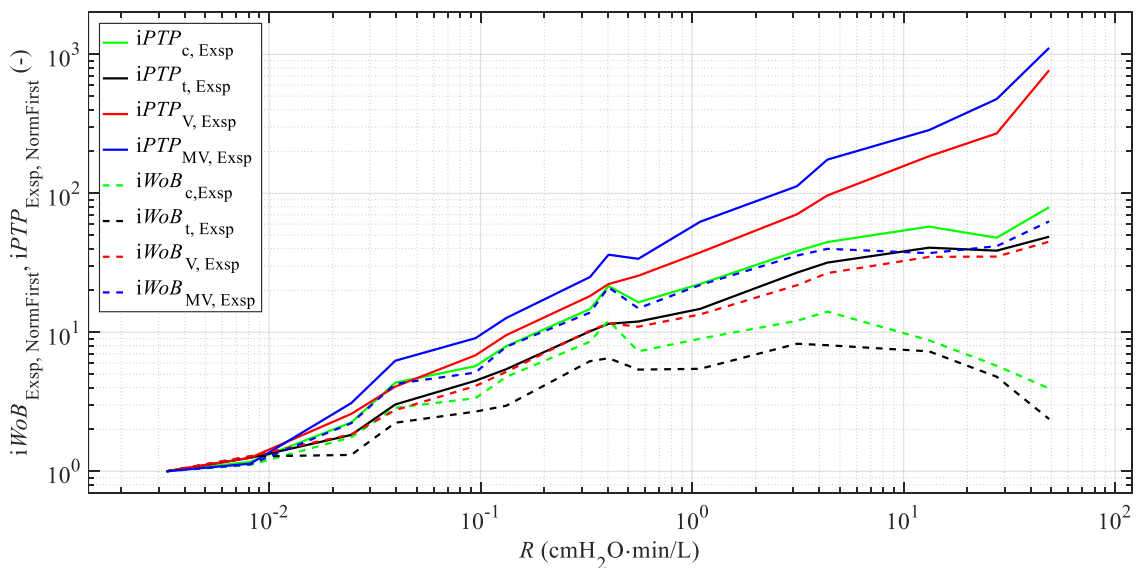
Stejně jako v případě inspiračních variant jsou na Obr. 3.15 prezentovány vizualizované trendy expiračních variant $iPTP$ či $iWoB$. Trendy byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu. Výsledky této normalizace jsou opět velmi podobné inspiračním variantám $iPTP$ a $iWoB$.



Obr. 3.13: Graf závislosti poměru expiračních $iWoB/iPTP$ na průtočném odporu R .



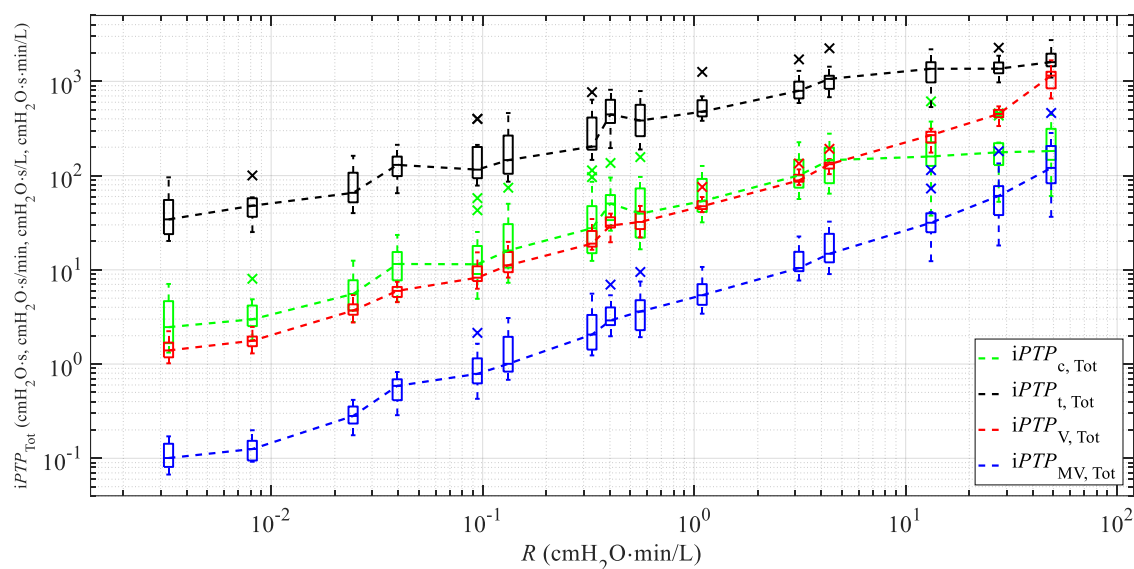
Obr. 3.14: Graf závislosti expiračních $iWoB$ a $iPTP$ na průtočném odporu R .



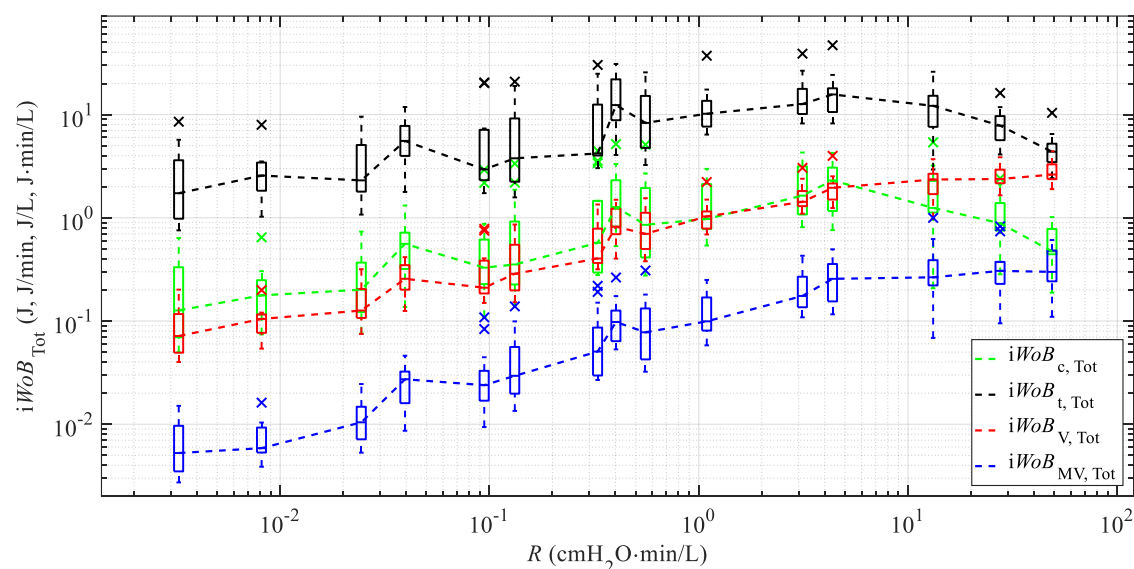
Obr. 3.15: Graf závislosti trendů expiračních variant parametrů $iWoB$ a $iPTP$ na průtočném odporu R . Trendy byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

3.3.3 Celkové $iPTP$ a $iWoB$

Závislosti parametrů $iPTP$ a $iWoB$ odvozených od celého dechového cyklu na průtočném odporu jsou znázorněny na Obr 3.16 a 3.17. Trend těchto parametrů je obdobný těm, které byly odvozeny z inspirační a expirační části dechového cyklu. Trendy se liší pouze v absolutních hodnoty pro některé varianty normování. To platí především pro parametry $iPTP_c$ a $iWoB_c$, které přibližně nabývají hodnot součtu inspirační a expirační varianty daného parametru.

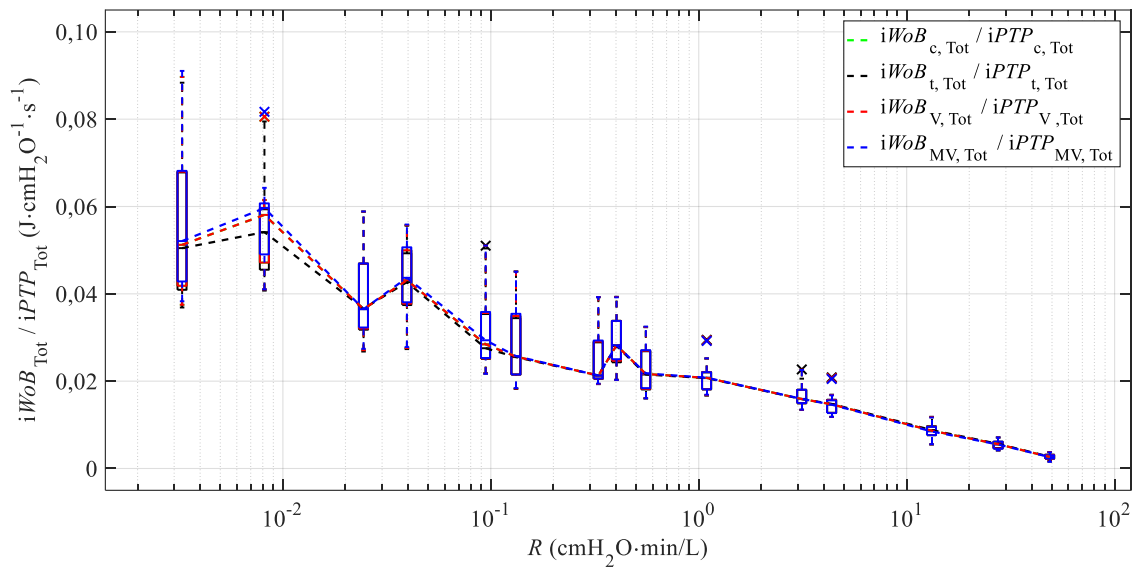


Obr. 3.16: Graf závislosti celkových $iPTP$ na průtočném odporu R .



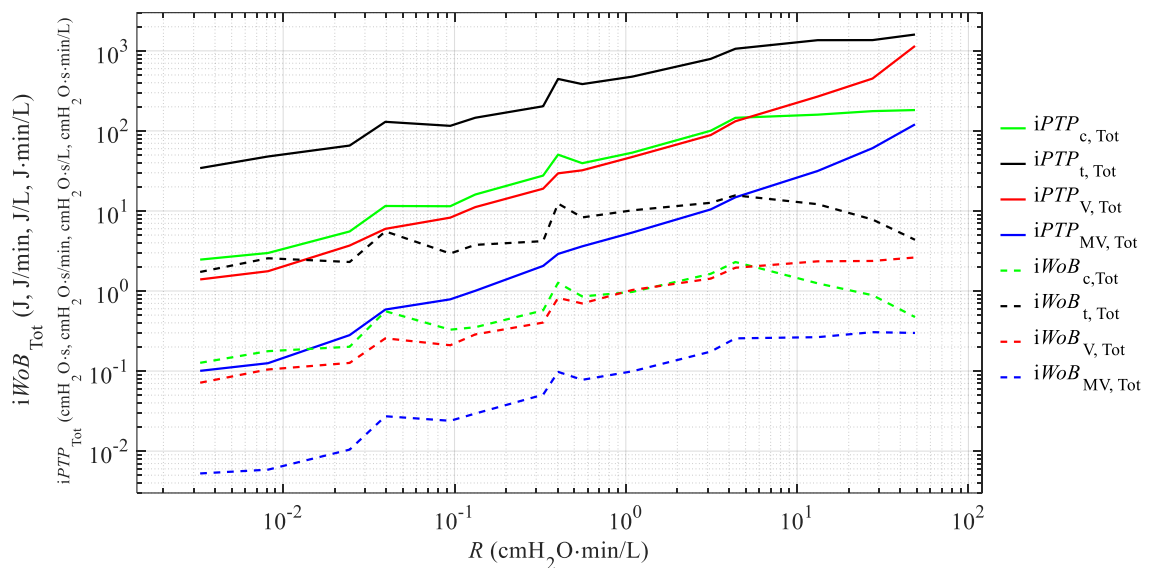
Obr. 3.17: Graf závislosti celkových $iWoB$ na průtočném odporu R .

Závislost poměru parametrů $iWoB$ a $iPTP$ odvozených z celého dechového cyklu je vyobrazena na Obr. 3.18 a nabývá podobných hodnot jako dvě předešlé varianty. Opět zde ale můžeme pozorovat zvýšené hodnoty na některých průtočných odporech.



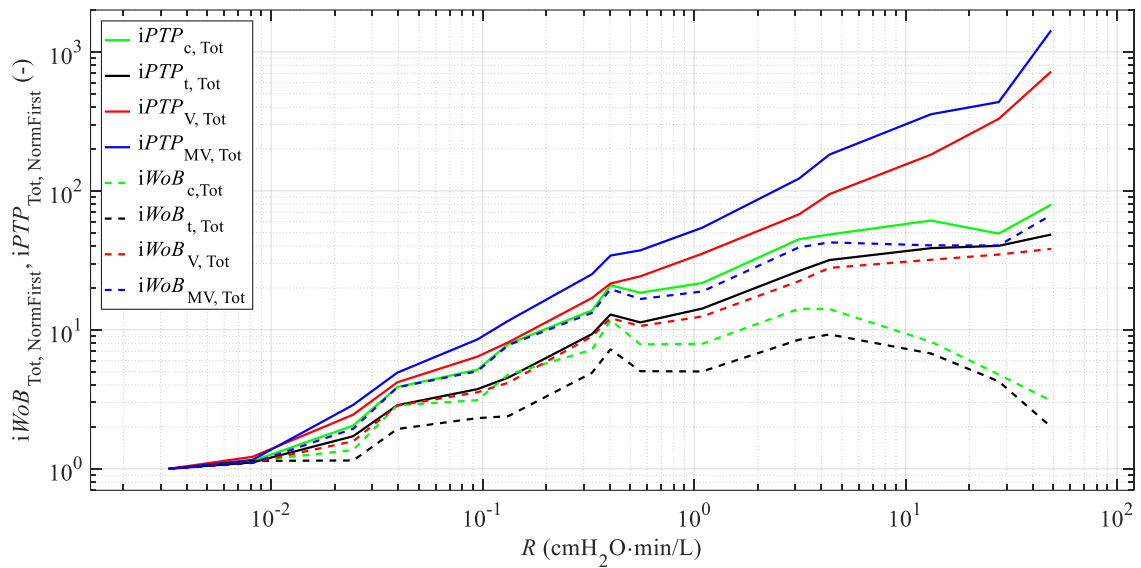
Obr. 3.18: Graf závislosti poměru celkových $iWoB/iPTP$ na průtočném odporu R .

Na Obr. 3.19 jsou vyobrazeny závislosti z celého dechového cyklu odvozených parametrů $iPTP$ a $iWoB$ na průtočném odporu. Na obrázku jsou uvedeny absolutní hodnoty pro různé varianty normování.



Obr. 3.19: Graf závislosti celkových $iWoB$ a $iPTP$ na průtočném odporu R .

Na Obr. 3.20 jsou prezentovány vizualizované trendy parametrů $iPTP$ či $iWoB$ odvozených z celého dechového cyklu. Trendy byly stejně jako v předešlých případech normalizovaný vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.



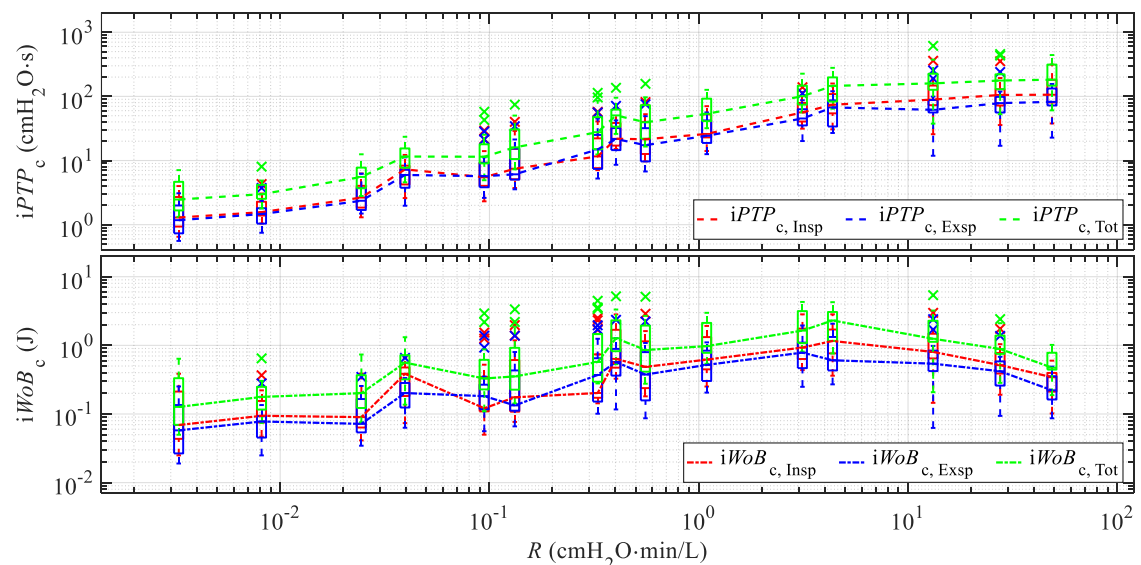
Obr. 3.20: Graf závislosti trendů celkových variant parametrů $iWOB$ a $iPTP$ na průtočném odporu R . Trendy byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

3.4 $iWOB$ a $iPTP$ dle způsobu normování

V této podkapitole je provedeno hodnocení $iPTP$ a $iWOB$ dle způsobu normování. Ve čtyřech následujících podkapitolách je na každém obrázku uvedena vždy inspirační, expirační i celková varianta $iPTP$, respektive $iWOB$.

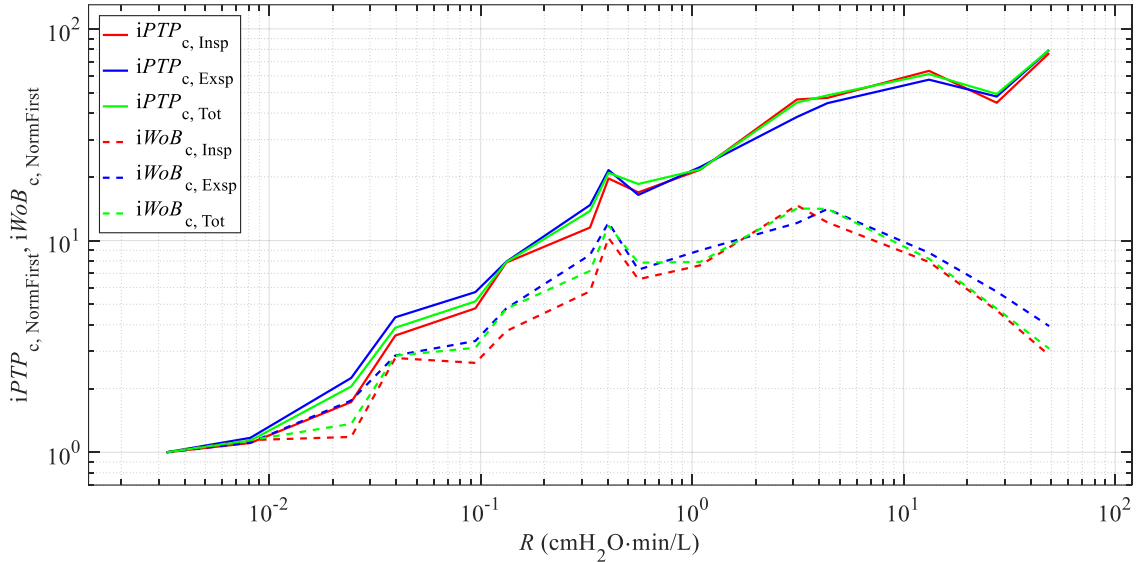
3.4.1 $iWOB$ a $iPTP$ vzhledem k dechovému cyklu

Hodnocení parametrů $iPTP$ a $iWOB$ odvozených od dechového cyklu či jeho části je na Obr. 3.21 a 3.22. Konkrétně na Obr. 3.21 jsou grafy závislosti $iPTP_c$ a $iWOB_c$ na průtočném odporu. U parametru $iPTP_c$ můžeme pozorovat na nejvyšších průtočných odporech limitaci a u parametru $iWOB_c$ pokles.



Obr. 3.21: Graf závislosti parametrů $iWOB_c$ a $iPTP_c$ odvozených z dechového cyklu či jeho části na průtočném odporu R .

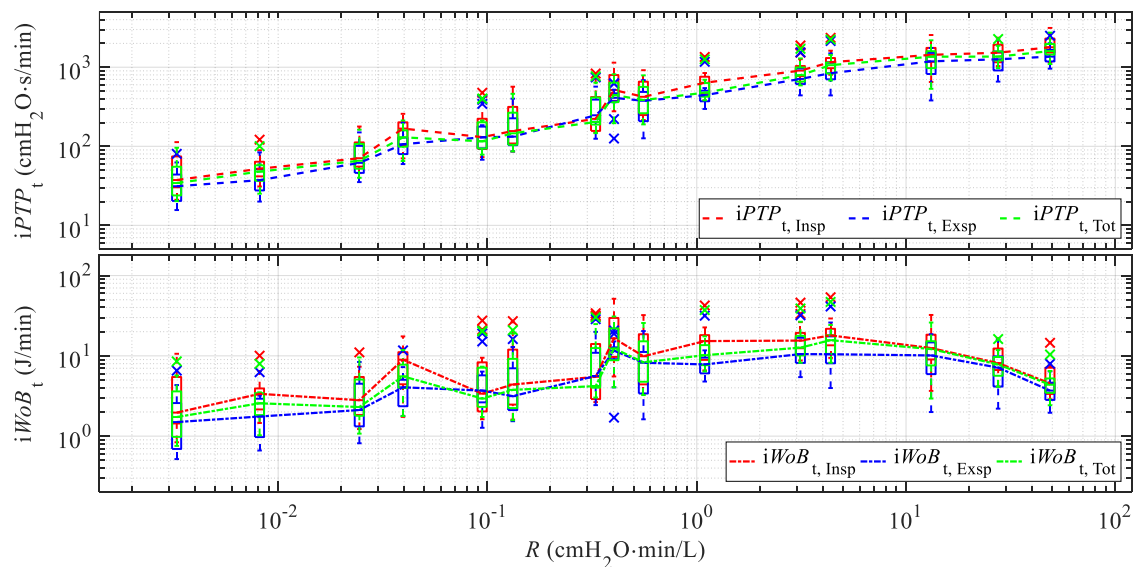
Pro snazší vyhodnocení rozdílů mezi parametry $iWoB_c$ a $iPTP_c$ byla provedena jejich normalizace vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu, což je znázorněno na Obr. 3.22. Zde lze vidět významný pokles normalizovaného parametru $iWoB_c$ a mírnou limitaci normalizovaného parametru $iPTP_c$ s rostoucím průtočným odporem.



Obr. 3.22: Graf závislosti normalizovaných parametrů $iWoB_c$ a $iPTP_c$ odvozených z dechového cyklu na průtočném odporu R . Parametry $iWoB_c$ a $iPTP_c$ byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

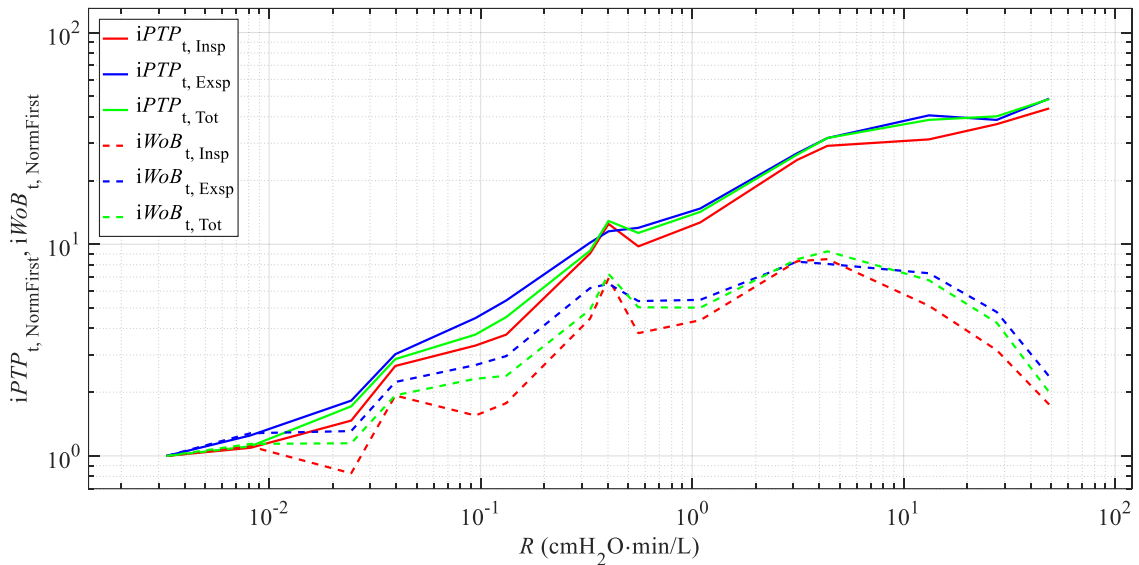
3.4.2 $iWoB$ a $iPTP$ vzhledem k jednotkovému času

Závislosti vzhledem k času inspira, expira či celého dechového cyklu normovaných parametrů $iPTP$ a $iWoB$ na průtočném odporu jsou na Obr. 3.23 a 3.24. Na prvním z grafů jsou zobrazeny závislosti absolutních hodnot parametrů $iPTP_t$ a $iWoB_t$ na průtočném odporu. Je zde opět patrné, že na nejvyšších průtočných odporech dochází k určité limitaci parametru $iPTP_t$ a k poklesu hodnot parametru $iWoB_t$.



Obr. 3.23: Graf závislosti parametrů $iWoB_t$ a $iPTP_t$ vztažených vzhledem k jednotkovému času na průtočném odporu R .

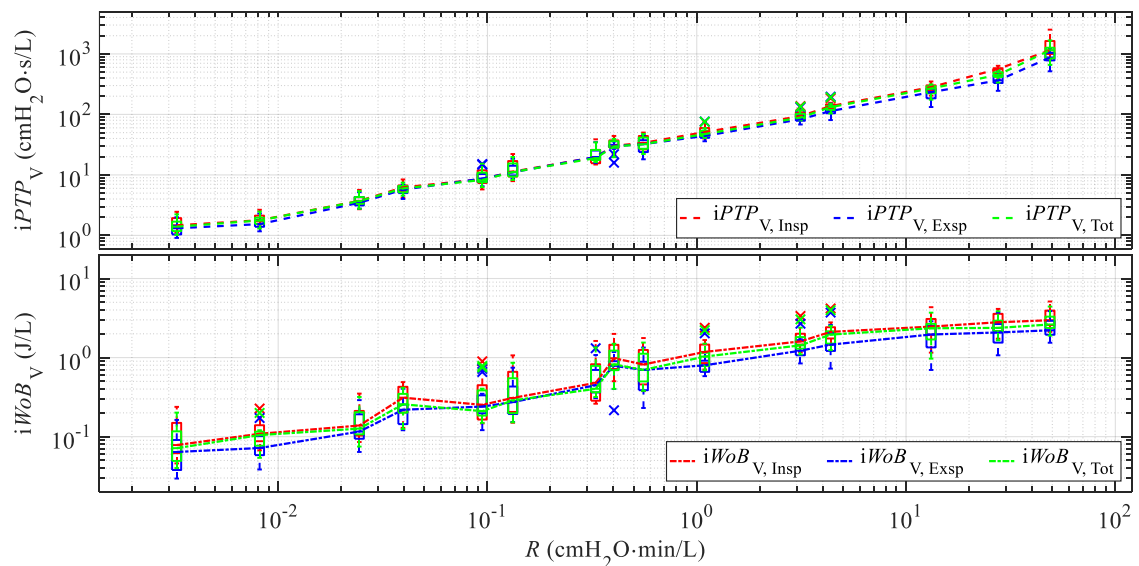
Pro vyhodnocení odlišností mezi $iWoB_t$ a $iPTP_t$ vztažených na jednotkový čas byla provedena jejich normalizace vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu. Závislost těchto parametrů na průtočném odporu je zobrazena na Obr. 3.24.



Obr. 3.24: Graf závislosti normalizovaných parametrů $iWoB_t$ a $iPTP_t$ vztažených vzhledem k jednotkovému času na průtočném odporu R . Parametry $iWoB_t$ a $iPTP_t$ byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

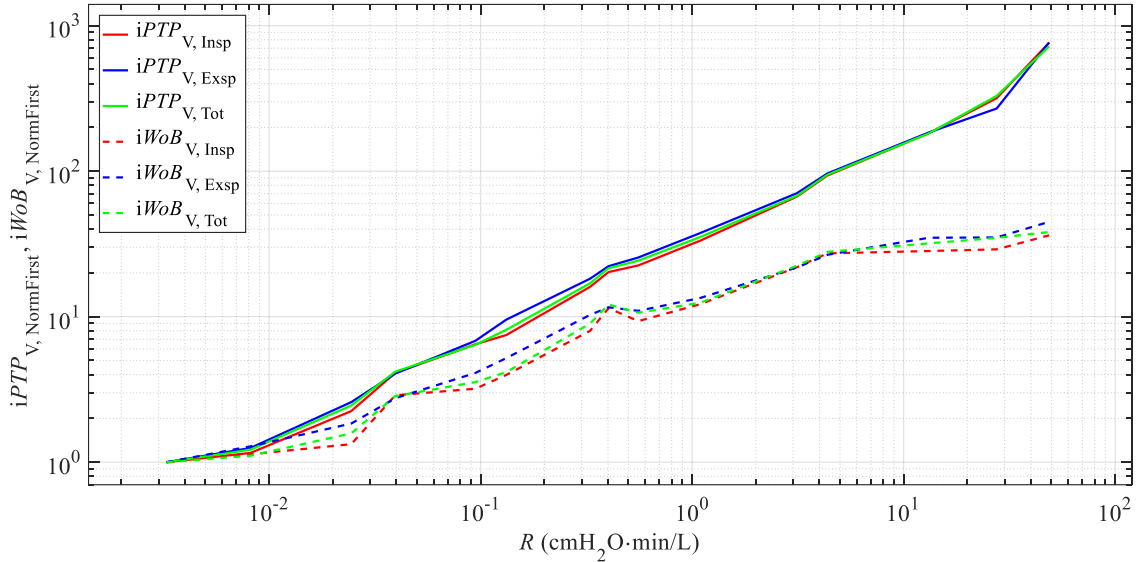
3.4.3 $iWoB$ a $iPTP$ vzhledem k jednotkovému objemu

Na Obr. 3.25 a 3.26 jsou výsledky hodnocení parametrů $iPTP$ a $iWoB$ normovaných vzhledem k objemu, konkrétně k inspirovanému, expirovanému či jejich součtu, který byl získán integrací absolutních hodnot signálu průtoku od začátku jednoho inspiria k začátku následujícího inspiria. Konkrétně na Obr. 3.25 jsou grafy závislosti $iPTP_V$ a $iWoB_V$ na průtočném odporu.



Obr. 3.25: Graf závislosti parametrů $iWoB_V$ a $iPTP_V$ vztažených vzhledem k jednotkovému objemu na průtočném odporu R .

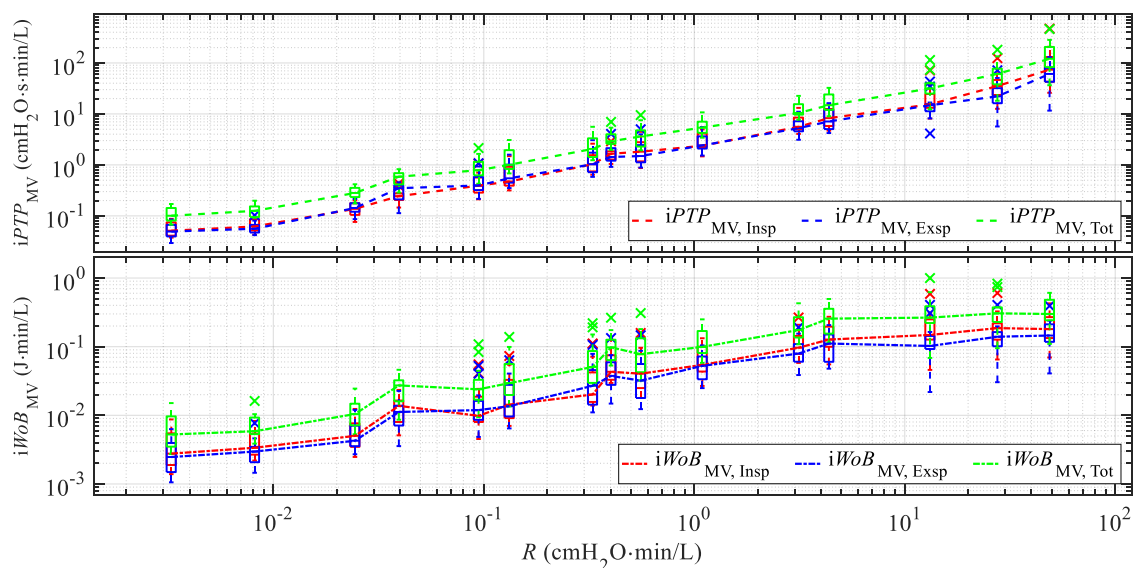
Na Obr. 3.25 lze pozorovat, že parametr $iPTP_V$ stále zvyšuje s rostoucím průtočným odporem, zatímco parametr $iWoB_V$ je na nejvyšších hodnotách průtočného odporu limitován. Obdobný trend ukazují i závislosti těchto parametrů normalizovaných vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu, které jsou zobrazeny na Obr. 3.26.



Obr. 3.26: Graf závislosti normalizovaných parametrů $iWoB_V$ a $iPTP_V$ vztahených vzhledem k jednotkovému objemu na průtočném odporu R . Parametry $iWoB_V$ a $iPTP_V$ byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

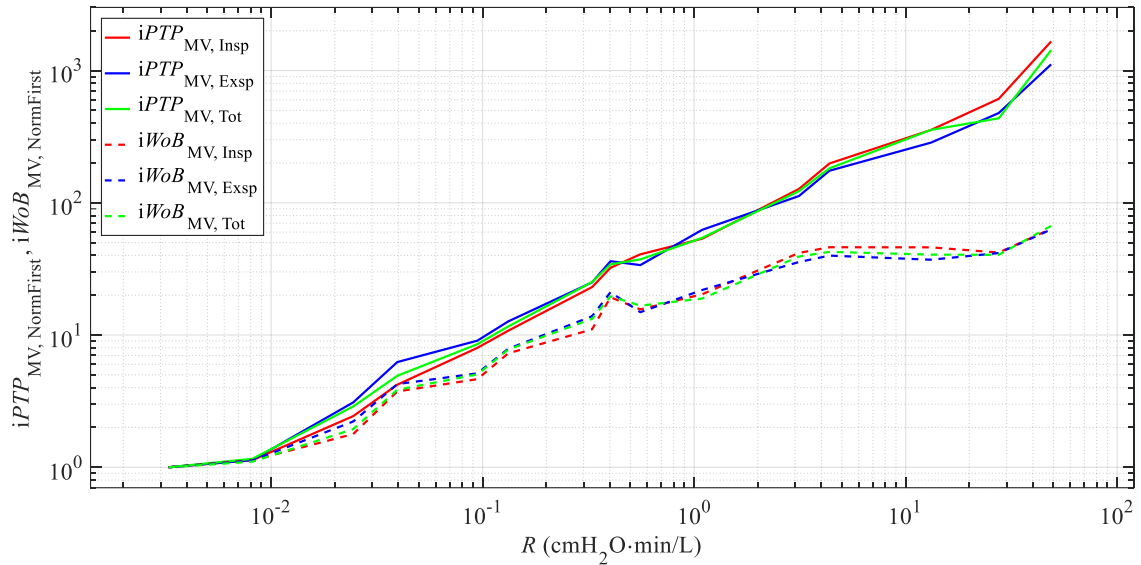
3.4.4 $iWoB$ a $iPTP$ vzhledem k jednotkové minutové ventilaci

Výsledky hodnocení parametrů $iPTP$ a $iWoB$ normovaných vzhledem k minutové ventilaci jsou na Obr. 3.27 a 3.28. Minutová ventilace byla vždy určena z části dechového cyklu, ke kterému je daný parametr uvažován. Konkrétně na Obr. 3.27 jsou grafy závislosti $iPTP_{MV}$ a $iWoB_{MV}$ na průtočném odporu.



Obr. 3.27: Graf závislosti parametrů $iWoB_{MV}$ a $iPTP_{MV}$ vztahených vzhledem k jednotkové minutové ventilaci na průtočném odporu R .

Podobně jako v případě normování vzhledem k dechovému objemu dochází na nejvyšších odporech ke stálému růstu parametru $iPTP_{MV}$ a limitaci parametru $iWoB_{MV}$. Stejně tak je tomu u těchto parametrů při normalizaci vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu, jak je znázorněno na Obr. 3.28.



Obr. 3.28: Graf závislosti normalizovaných parametrů $iWoB_{MV}$ a $iPTP_{MV}$ vztažených vzhledem k jednotkové minutové ventilaci na průtočném odporu R . Parametry $iWoB_{MV}$ a $iPTP_{MV}$ byly normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu.

4 Diskuse

V rámci diplomové práce byl navržen a vyroben nastavitelný průtočný odpor s 15 vyměnitelnými clonami. Po proměření průtokově-tlakových charakteristik průtočného odporu pro konkrétní clony nelze vzhledem k řádu polynomu n , který nabývá hodnot od 1,15 do 2,12 (viz Tab. 3.1) označit všechny takto sestavené průtočné odpory za parabolické, jako tomu je například u komerčně dostupných průtočných odporů od společnosti Michigan Instruments [34]. Jako parabolické lze označit průtočné odpory s průměry otvorů clon od 2,5 do 6 mm. Na Obr. 3.1 můžeme vidět, že průtokově-tlakové charakteristiky pro nejmenší průměry otvorů se blíží parabolickému tvaru komerčně dostupných průtočných odporů pouze při nižších hodnotách průtoku. Jako příklad lze uvést parabolický odpor Rp500 a průtočný odpor s průměrem clony 1,5 mm. Podobně tomu je u průtočných odporů s největšími průměry otvorů clony. Příkladem může být porovnání průtokově-tlakové charakteristiky parabolického průtočného odporu Rp5 a vyrobeného průtočného odporu se clonou s průměrem otvoru 8 mm.

Dle očekávání se při ventilaci s rostoucím průtočným odporem měnily některé parametry dýchání. Základním mechanismem přizpůsobení se vyššímu průtočnému odporu je zvýšení generované tlakové difference tak, aby byl zajištěn dostatečný, na nejvyšších průtočných odporech co možná nejvyšší dechový objem. Tento jev je viditelný na tlakově-objemových křivkách na Obr.3.2. Tento trend také dokazují závislosti špičkových hodnot průtoku a tlaku v dýchacích cestách na průtočném odporu, které jsou znázorněny na Obr. 3.3. Zde je vidět, že při zvyšujícím se průtočném odporu roste špičkový inspirační a expirační tlak v dýchacích cestách a klesá špičkový inspirační a expirační průtok. Tento jev se neprojevil na všech průtočných odporech. Proti očekávání se vyskytly situace, kdy při zvýšení průtočného odporu došlo ke zvýšení špičkového průtoku. Tento neočekávaný nárůst byl ale způsoben odpovídajícím nárůstem v tlaku v dýchacích cestách, což je ukázáno na Obr.3.4. Na tomto obrázku je znázorněna závislost poměru špičkových hodnot průtoku ku špičkovým hodnotám tlaku v dýchacích cestách. V poměru špičkových hodnot průtoku a tlaku v dýchacích cestách byl zaznamenán pokles při každém zvýšení průtočného odporu, což odpovídalo očekávání. Náhlé zvýšení špičkových hodnot tlaku i průtoku zachycené na Obr. 3.3 mohlo být způsobeno subjektivním pocitem nepřiměřeného zvýšení průtočného odporu, na který subjekt reagoval neadekvátním zvýšením dechového úsilí. To dokazují také některé tlakově-objemové křivky na Obr.3.2, kde křivka pro vyšší průtočný odpor dosahuje vyššího dechového objemu, což je změna proti očekávání. Nejedná se ale o nepřírozenou situaci, neboť je zde také adekvátní zvýšení tlakové difference. Tento jev se projevil ve značné míře na průtočných odporech s jmenovitou hodnotou 0,0395 a 0,402 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{min}\cdot\text{L}^{-1}$ s a v menší míře na druhém nejnižším průtočném odporu s jmenovitou hodnotou 0,00815 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{min}\cdot\text{L}^{-1}$. To se odrazilo i na dalších výpočtech a výsledcích na těchto hodnotách průtočného odporu.

Na Obr. 3.3 si lze také povšimnout přibližně o 10 cmH₂O nižší maximální hodnoty špičkového expiračního tlaku oproti maximální hodnotě špičkového inspiračního tlaku. Tento jev je způsoben vlastnostmi lidského těla, které je uzpůsobeno k aktivnímu inspiriu a pasivnímu expiriu. Dýchací svaly tak nejsou primárně určeny k vytváření přetlaku v dýchacích cestách.

V průběhu studie byly pozorovány změny dechového vzoru subjektů v závislosti na hodnotě průtočného odporu, což ukazuje závislost parametrů $V_{T, Insp}$, RR a MV_{Insp} na průtočném odporu zobrazená na Obr. 3.5. S rostoucím průtočným odporem byl zaznamenán pokles dechového objemu, dechové frekvence a zákonitě tedy i minutové ventilace. Během studie nebyl pozorován významný vliv rostoucího průtočného odporu na parametr $I:E$. Snížení dechové frekvence je patrně způsobeno prodloužením trvání dechového cyklu za účelem dosažení dostatečného dechového objemu. Probandi prodlužovali inspira i expira na vyšších průtočných odporech právě z důvodu limitace průtoku.

Parametr $iPTP$ bez ohledu na fázi dechového cyklu dle očekávání rostl s rostoucím průtočným odporem (Obr. 3.6, 3.11 a 3.16). Na obrázcích si můžeme všimnout, že u parametrů $iPTP_c$ a $iPTP_t$ dochází na nejvyšších průtočných odporech k limitaci, což je způsobeno omezenými vlastnostmi lidského těla při generování podtlaku při inspiriu, respektive přetlaku při expiriu. Naopak parametry $iPTP_v$ a $iPTP_{MV}$, které jsou normované na objem či minutovou ventilaci, stále stoupají s rostoucím průtočným odporem. Takovéto chování těchto parametrů bylo očekáváno, neboť dechové objemy či minutová ventilace se s rostoucím průtočným odporem limitně blíží nule, a pokud je $iPTP_c$ limitován lidským tělem, musí parametry $iPTP_v$ a $iPTP_{MV}$ zákonitě stoupat po celou dobu zvyšování průtočného odporu.

Dle očekávání jsou také výsledky hodnocení parametru $iWoB$. Na Obr. 3.7, 3.12 a 3.17 lze pozorovat pokles $iWoB_c$ a $iWoB_t$ a limitaci parametrů $iWoB_v$ a $iWoB_{MV}$ na nejvyšších průtočných odporech bez ohledu na fázi dechového cyklu. Pokles parametrů $iWoB_c$ a $iWoB_t$ je v souladu se studii, ve kterých je řešena problematika snižujícího se dechového objemu ve vztahu k parametru WoB [30, 31, 32]. Limitace u parametrů $iWoB_v$ a $iWoB_{MV}$ je způsobena právě normováním na snižující se objem či minutovou ventilaci, a je tedy v souladu s teorií.

Pro porovnání parametrů $iWoB$ a $iPTP$ je vhodné použít jejich vzájemný poměr. Jak ukazují Obr. 3.8, 3.13 a 3.18 poměr těchto parametrů je téměř shodný pro všechny varianty normování. To je hlavní výhodou takové prezentace výsledků. Poměr $iWoB$ k $iPTP$ by měl dle očekávání klesat s rostoucím průtočným odporem. V případě experimentálně získaných hodnot došlo k několika odchylkám, které se souvisí s již popsaným neadekvátně zvýšeným dechovým úsilím při přechodu mezi některými průtočnými odpory.

Pro porovnání absolutních hodnot parametrů $iWoB$ a $iPTP$ slouží Obr. 3.9, 3.14 a 3.19, kde jsou vždy pro danou fázi dechového cyklu, respektive pro celý cyklus, zobrazeny mediány těchto parametrů pro všechny varianty normování. Tyto obrázky pouze shrnují již zmíněné výsledky.

Pro možné porovnání trendu parametrů $iWoB$ a $iPTP$ při zvyšování průtočného odporu byly tyto parametry pro všechny své varianty normalizovány vzhledem k jejich hodnotě na nejnižším průtočném odporu. Závislost takto normalizovaných parametrů je zobrazena na Obr. 3.10, 3.15 a 3.20. Zmíněné závislosti opět potvrzují, že pokud dochází k poklesu $iWoB_c$ a $iWoB_t$, dochází také k limitaci $iPTP_c$ a $iPTP_t$, zatímco pokud jsou limitovány parametry $iWoB_v$ a $iWoB_{MV}$, parametry $iPTP_v$ a $iPTP_{MV}$ stále stoupají, to vše bez ohledu na fázi dechového cyklu. Na obrázcích můžeme sledovat podobné trendy normalizovaných hodnot $iPTP_t$ a $iWoB_v$, respektive $iPTP_c$ a $iWoB_{MV}$. Takové chování odpovídá očekávání, neboť ačkoli jsou oba parametry chápány odlišně, mají shodné fyzikální jednotky.

Na Obr. 3.21 je závislost parametrů $iPTP_c$ a $iWoB_c$ odvozený z konkrétního dechového cyklu, respektive jeho části. Oba parametry vztažené k celému dechovému cyklu by měly být v absolutních hodnotách součtem parametrů vztažených k inspiriu a expiriu, což dle Obr. 3.21 odpovídá. Parametr $iWoB_c$ na nejvyšších průtočných odporech klesá, zatímco u parametru $iPTP_c$ by šlo hovořit o jeho limitaci, ale pro ověření této limitace by bylo vhodné proměřit ještě vyšší hodnoty průtočných odporů. Absolutní hodnoty parametru $iPTP_c$ odvozeného od celého dechového cyklu dosahují již na nejnižších hodnotách průtočného odporu fyziologických hodnot PTP [30]. Na nejvyšších průtočných odporech jsou absolutní hodnoty $iPTP_c$ řádově vyšší (až 400 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}$). Graf na Obr. 3.22, kde jsou oba parametry ve všech variantách normalizovány vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu, ukazuje, že není podstatné, kterou fázi cyklu sledujeme nebo zda sledujeme celý cyklus, neboť trend takto uvažovaných parametrů je víceméně podobný.

Obdobných výsledků bylo dosaženo při normování na čas inspiria, expiria či celého dechového cyklu (Obr. 3.23 a 3.24). Při porovnání parametrů normalizovaných vzhledem k hodnotě na nejnižším průtočném odporu na Obr. 3.22 a 3.24 lze vidět, že parametry vztažené na danou část dechového cyklu a parametry vztažené na jednotkový čas mají při rostoucím průtočném odporu obdobný trend. Opět zde platí, že v případě zjišťování pouhého trendu není nutné rozlišovat mezi jednotlivými variantami daného parametru. Tento závěr lze zobecnit také pro všechny možnosti normování, jak ukazují grafy inspiračních, expiračních a celkových variant těchto parametrů vyobrazené na Obr. 3.22, 3.24, 3.26 a 3.28.

V případě absolutních hodnot daného parametru je nutné rozlišovat jeho varianty. Výjimkou jsou parametry $iWoB_v$ a $iPTP_v$ (vztažené vzhledem k jednotkovému objemu), u kterých není nutné mezi těmito variantami rozlišovat, neboť na Obr. 3.25 vidíme, že inspirační, expirační i celková varianta nabývá přibližně stejných hodnot. Absolutní

hodnoty parametru $iWoB_V$ se na nejnižších průtočných odporech pohybují na hodnotách nižších než 0,1 J/L, což je méně než fyziologická složka WoB [18]. Na nejvyšších průtočných odporech jsou hodnoty parametru $iWoB_V$ mnohem vyšší a dosahují hodnot vyšších než 20 J/L. Na Obr. 3.25 lze také vidět již zmíněnou limitaci parametru $iWoB_V$ a stálý nárůst parametru $iPTP_V$ při rostoucím průtočném odporu. To potvrzují také výsledky prezentovaných normalizovaných hodnot na Obr. 3.26. Pro potvrzení limitace parametru $iWoB_V$ by však bylo vhodné proměřit ještě další hodnoty průtočných odporů. Velmi obdobné výsledky můžeme pozorovat u parametrů $iWoB_{MV}$ a $iPTP_{MV}$ (Obr. 3.27 a 3.28). Zde je ale nutné zdůraznit, že absolutní hodnoty se u takto normovaných parametrů liší vzhledem k tomu, zda uvažujeme pouze danou část či celý dechový cyklus.

Výsledky této diplomové práce mohly být ovlivněny několika faktory. Předně, během výměny průtočných odporů nebyla sledována a dodržována konkrétní doba, po kterou by subjekt dýchal mimo měřicí zařízení. Odlišná doba odpočinku mezi měřeními mohla mít vliv na subjektivní vnímání zvýšení průtočného odporu, a tudíž i parametry prvních dechových cyklů, které byly použity při zpracování. Omezující je také výpočet pouze z prvních třech dechových cyklů, ve kterých pravděpodobně nedochází k ustálení dechového vzoru. Podmínky experimentu ale zpracování z více dechových cyklů neumožnily.

Komplikace při realizaci experimentů způsobil použitý monitor vitálních funkcí Datex-Ohmeda S/5, jehož posun mezi signály tlaku v dýchacích cestách a výpadky signálů zkomplikovaly zpracování dat, přestože by tyto faktory neměly mít vliv na přesnost výsledků. Přesnost výsledků mohlo ovlivnit také nepřesné měření průtoku na nejvyšších průtočných odporech. Přestože byla provedena korekce této chyby, bylo by výhodné v případě navazujících experimentů využít jiný přístroj.

Pro potvrzení výsledků této diplomové práce by bylo vhodné experimentální část zopakovat se spolehlivějším přístrojem pro záznam signálů průtoku a tlaku v dýchacích cestách. Vhodným přístrojem by neměl mít výpadky záznamu signálu, nemělo by u něj docházet k posunu mezi signálem průtoku a tlaku v dýchacích cestách a měl by vykazovat vyšší přesnost při měření nízkých průtoků, než tomu bylo u monitoru vitálních funkcí Datex-Ohmeda S/5.

V případě navazujících prací by bylo vhodné proměřit další hodnoty průtočných odporů, a to především hodnoty vyšší. Zde by však mohlo dojít k praktickým limitacím, neboť někteří probandi měli již v rámci provedeného experimentu problém dýchat po delší dobu skrz nejvyšší průtočné odpory. S využitím vyšších průtočných odporů by ale byly lépe rozlišitelné rozdíly mezi trendy jednotlivých parametrů. Otázkou je také praktické využití při vyšších odporech naměřených dat, neboť se jedná o průtočné odpory, které se v klinické praxi vyskytují pouze ojediněle.

5 Závěr

V rámci této diplomové práce byl připraven a zrealizován experiment na dobrovolnících pro hodnocení dechové práce pomocí parametrů *WoB* a *PTP*. V práci byly konkrétně hodnoceny parametry *iWoB* a *iPTP*. Experiment byl založen na monitorování spontánního dýchání skrz nastavitelný průtočný odpor, který byl v rámci diplomové práce navrhnout a vyroben. Při ventilaci se zvyšujícím se průtočným odporem byl pozorován pokles parametru *iWoB* vztaženého k dechovému cyklu či jednotkovému času, zatímco u stejně vztaženého parametru *iPTP* byla pozorována jeho limitace. U parametrů normovaných na dechový objem a minutovou ventilaci byla s rostoucím průtočným odporem sledována limitace v případě parametru *iWoB* a stálý růst v případě parametru *iPTP*. Výsledky práce potvrzují, že oba parametry je možné použít pro popis dechové práce. Jejich trend se ale shoduje pouze na nižších hodnotách průtočného odporu. Parametr *WoB* ztrácí při ventilaci s vyšším průtočným odporem vypovídací schopnost o skutečném dechovém úsilí.

Seznam použité literatury

- [1] ČSN EN ISO 80601-2-12. Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-12: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost ventilátorů pro kritickou péči. Praha: ÚNMZ, 2011.
- [2] BANNER, Michael J., Marc J. JAEGER a Robert R. KIRBY. Components of the work of breathing and implications for monitoring ventilator-dependent patients. *Critical Care Medicine*. 1994, 22(3), 515–523. ISSN 0090-3493.
- [3] BANNER, Michael J., Paul B. BLANCH a Robert R. KIRBY. Imposed work of breathing and methods of triggering a demand-flow, continuous positive airway pressure system. *Critical Care Medicine*. 1993, 21(2), 183–190. ISSN 0090-3493.
- [4] KIRTON, Orlando C., C. Bryan DEHAVEN, Joseph P. MORGAN, Jimmy WINDSOR a Joseph M. CIVETTA. Elevated Imposed Work of Breathing Masquerading as Ventilator Weaning Intolerance. *Chest*. 1995, 108(4), 1021–1025. DOI: 10.1378/chest.108.4.1021. ISSN 0012-3692.
- [5] CIVETTA, Joseph M. Nosocomial respiratory failure or iatrogenic ventilator. *Critical Care Medicine*. 1993, 21(2), 171–173. ISSN 0090-3493.
- [6] SHAPIRO, Michael, R. Keith WILSON, Gregorio CASAR, Kim BLOOM a Robert B. TEAGUE. Work of breathing through different sized endotracheal tubes. *Critical Care Medicine*. 1986, 14(12), 1028–1031. ISSN 0090-3493.
- [7] BOLDER, P. M., T. E. J. HEALY, A. R. BOLDER, P. C. W. BEATTY a B. KAY. The Extra Work of Breathing Through Adult Endotracheal Tubes. *Anesthesia & Analgesia*. 1986, 65(8), 853–859. ISSN 0003-2999.
- [8] BERSTEN, Andrew D., Albert J. RUTTEN, Alnis E. VEDIG a George A. SKOWRONSKI. Additional work of breathing imposed by endotracheal tubes, breathing circuits, and intensive care ventilators. *Critical Care Medicine*. 1989, 17(7), 617–677. ISSN 0090-3493.
- [9] BANNER, Michael J., Robert R. KIRBY a Paul B. BLANCH. Site of pressure measurement during spontaneous breathing with continuous positive airway pressure: Effect on calculating imposed work of breathing. *Critical Care Medicine*. 1992, 20(4), 528–533. ISSN 0090-3493.
- [10] BHATT, S. B., A. P. KENDALL, E. S. LIN a T. E. OH. Resistance and additional inspiratory work imposed by the laryngeal mask airway. *Anaesthesia*. 1992, 47(4), 343-347. DOI: 10.1111/j.1365-2044.1992.tb02179.x. ISSN 0003-2409.
- [11] BANNER, Michael J., Robert R. KIRBY a A. Joseph LAYON. Decreasing imposed work of the breathing apparatus to zero using pressure-support ventilation. *Critical Care Medicine*. 1993, 21(9), 1333–1338. ISSN 0090-3493.

- [12] SASSOON, Catherine SH; MAHUTTE, C. Kees. What you need to know about the ventilator in weaning. *Respiratory care*. 1995, 40(3), 249-256. ISSN 0020-1324.
- [13] FIASTRO, J. Ferdinand, Michael P. HABIB a Stuart F. QUAN. Pressure Support Compensation for Inspiratory Work due to Endotracheal Tubes and Demand Continuous Positive Airway Pressure. *Chest*. 1988, 93(3), 499–505. DOI: 10.1378/chest.93.3.499. ISSN 00123692.
- [14] BROCHARD, Laurent, Alain HARF, Hubert LORINO, François LEMAIRE, Jun TAKEZAWA a Yasuhiro SHIMADA. Inspiratory Pressure Support Prevents Diaphragmatic Fatigue during Weaning from Mechanical Ventilation. *American Review of Respiratory Disease*. 1989, 139(2), 513–521. DOI: 10.1164/ajrccm/139.2.513. ISSN 0003-0805.
- [15] BROCHARD, L., F. RUA, H. LORINO, F. LEMAIRE a A. HARF. Inspiratory Pressure Support Compensates for the Additional Work of Breathing Caused by the Endotracheal Tube. *Anesthesiology*. 1991, 75(8), 739–745. ISSN 0003-3022.
- [16] MACINTYRE, Neil, Masaji NISHIMURA, Yutaka USADA, Hiroaki TOKIOKA, Jun TAKEZAWA a Yasuhiro SHIMADA. The Nagoya Conference on System Design and Patient-Ventilator Interactions During Pressure Support Ventilation. *Chest*. 1990, 97(6), 1463–1466. DOI: 10.1378/chest.97.6.1463. ISSN 00123692.
- [17] STEDMAN, Thomas L. a John H. DIRCKX. *Stedman's medical dictionary for the health professions and nursing*. Ill. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011. ISBN 978-160-8316-922.
- [18] OTIS, A. B. The work of breathing. In: FEEN, W. O. a H. RAHN, ed. *Handbook of Physiology: A Critical, Comprehensive Presentation of Physiological Knowledge and Concepts: Section 3: Respiration*. Washington, D.C.: American Physiological Society, 1964, s. 463–476.
- [19] MILIC-EMILI, J., U. LUCANGELO, A. PESENTI a W. A. ZIN, GULLO, A., ed. *Basics of respiratory mechanics and artificial ventilation*. Milano: Springer, 1999. ISBN 978-884-7000-469.
- [20] MARINI, J. J., T. C. SMITH a V. J. LAMB. External Work Output and Force Generation during Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation: Effect of Machine Assistance on Breathing Effort. *American Review of Respiratory Disease*. 1988, 138(5), 1169–1179. DOI: 10.1164/ajrccm/138.5.1169. ISSN 0003-0805.
- [21] DONALDSSON, Snorri, Markus FALK, Baldvin JONSSON, Thomas DREVHAMMAR a Philipp LATZIN. Imposed Work of Breathing for Flow Meters with In-Line versus Flow-Through Technique during Simulated Neonatal Breathing. *PLOS ONE*. 2015, 10(7), e0133432. DOI: 10.1371/journal.pone.0133432. ISSN 1932-6203.

- [22] MAHUL, M., B. JUNG, F. GALIA, et al. Spontaneous breathing trial and post-extubation work of breathing in morbidly obese critically ill patients. *Critical Care*. 2016, 20(1). DOI: 10.1186/s13054-016-1457-4. ISSN 1364-8535.
- [23] TASSAUX, Didier, Marc GAINNIER, Anne BATTISTI a Philippe JOLLIET. Helium-oxygen decreases inspiratory effort and work of breathing during pressure support in intubated patients with chronic obstructive pulmonary disease: Effect of Machine Assistance on Breathing Effort. *Intensive Care Medicine*. 2005, 31(11), 1501–1507. DOI: 10.1007/s00134-005-2796-9. ISSN 0342-4642.
- [24] COLLECT, P. W., C. PERRY a L. A. ENGEL. Pressure-time product, flow, and oxygen cost of resistive breathing in humans. *Journal of Applied Physiology*. 1985, 58(4), 1263–1272.
- [25] BELLANI, Giacomo, Nicolò PATRONITI, Dieter WEISMANN, Lucia GALBIATI, Francesco CURTO, Giuseppe FOTI a Antonio PESENTI. Measurement of Pressure-Time Product during Spontaneous Assisted Breathing by Rapid Interrupter Technique. *Anesthesiology*. 2007, 106(3), 484–490. DOI: 10.1097/00000542-200703000-00012. ISSN 0003-3022.
- [26] FIELD, S., S. SANCI a A. GRASSINO. Respiratory muscle oxygen consumption estimated by the diaphragm pressure-time index. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*. 1984, 57(1), 44–51.
- [27] SASSOON, Catherine S. H., Richard W. LIGHT, Romi LODIA, Gary C. SIECK a C. Kees MAHUTTE. Pressure-Time Product during Continuous Positive Airway Pressure, Pressure Support Ventilation, and T-Piece during Weaning from Mechanical Ventilation. *American Review of Respiratory Disease*. 1991, 143(3), 469–475. DOI: 10.1164/ajrccm/143.3.469. ISSN 0003-0805.
- [28] HEERDE, Marc van. *Preservation of spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation*. Amsterdam: Vrije Universiteit, 2011. ISBN 978-908-6595-761.
- [29] GRASSO, S., F. PUNTILLO, L. MASCIA, G. ANCONA, T. FIORE, F. BRUNO, A. S. SLUTSKY a V. M. RANIERI. Compensation for Increase in Respiratory Workload during Mechanical Ventilation. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 2000, **161**(3), 819-826 [cit. 2017-05-18]. DOI: 10.1164/ajrccm.161.3.9902065. ISSN 1073-449x.
- [30] MESSINGER, G., M. J. BANNER, P. B. BLANCH a A. J. LAYON. Using Tracheal Pressure to Trigger the Ventilator and Control Airway Pressure During Continuous Positive Airway Pressure Decreases Work of Breathing. *Chest*. 1995, 108(2), 509–514. DOI: 10.1378/chest.108.2.509. ISSN 0012-3692.
- [31] JOHANNIGMAN, Jay A., Kenneth DAVIS, Robert S. CAMPBELL, Richard D. BRANSON, Fred A. LUCHETTE a James M. HURST. Use of the rapid/shallow breathing index as an indicator of patient work of breathing during pressure support ventilation. *Surgery*. 1997, 122(4), 737–741. DOI: 10.1016/S0039-6060(97)90081-7. ISSN 0039-6060.

- [32] CABELLO, B. a J. MANCEBO. Work of breathing. *Intensive Care Medicine*. 2006, 32(9), 1311–1314. DOI: 10.1007/s00134-006-0278-3. ISSN 0342-4642.
- [33] ČSN EN ISO 5356-1. Anestetické a respirační přístroje – Kuželové konektory – Část 1: Kuželové zástrčky a zásuvky. Praha: ÚNMZ, 2015.
- [34] Pneuflo Parabolic Airway Resistors. Michigan Instruments [online]. Grand Rapids: Michigan Instruments, c2017 [cit. 2017-05-15]. Dostupné z: <http://www.michiganinstruments.com/training-test-lung-simulators/ttl-technical-information/pneuflo-parabolic-airway-resistors/>

Příloha A: Souhlas etické komise FBMI ČVUT



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

*Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional
Ethical/Review Board*

Název projektu: Hodnocení dechové práce

Name of the project: Evaluation of Work of Breathing

Hlavní řešitel projektu: Bc. Jiří Polák, FBMI ČVUT v Praze, polakji4@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu:

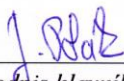
Cílem projektu je srovnání hodnocení dechové práce pomocí Work of Breathing (WoB) a Pressure Time Product (PTP) a ověření rozdílného vlivu zvyšujícího se průtočného odporu při ventilaci na parametry WoB a PTP. WoB a PTP jsou dva nejčastěji používané parametry pro popis dechové práce v biomedicínských studiích i v klinické praxi, tento projekt potenciálně vede k rozšíření znalostí v odlišnostech těchto parametrů. Experiment pro srovnání WoB a PTP bude prováděn na zdravých dobrovolnících zejména z řad studentů FBMI za použití hlavním řešitelem navrhnutého nastavitelného průtočného odporu.

Charakter projektu: Výzkumný projekt je prováděn v rámci diplomové práce hlavního řešitele.

Seznam příkládaných dokumentů:

- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- dotazník pro subjekt hodnocení

V Kladně dne 5. 4. 2017


podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT *FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 19. 4. 2017 platný do: 30. 5. 2017
pod číslem: C4/017

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), MUDr. Radek Matlach, RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., Ing. Lucie Šedzmáková a prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne:

19. 4. 2017

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítňá 3105
272 01 Kladno
razítka etické komise FBMI ČVUT


Mgr. Martina ŠLIKOVÁ
podpis předsedy etické komise

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítňá 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú.: 27-7380010287/0100

Příloha B: Syllabus výzkumného projektu

Syllabus výzkumného projektu

A: Základní údaje o výzkumném projektu:

Název projektu: **Hodnocení dechové práce**

Typ studie: intervenční prospektivní
 observační retrospektivní

Půjde o práci: s osobami s laboratorními zvířaty

Cíl projektu, testovaná hypotéza:

Cílem projektu je srovnání hodnocení dechové práce pomocí Work of Breathing (*WoB*) a Pressure Time Product (*PTP*). Hlavní testovanou hypotézou studie je rozdílný vliv zvyšujícího se průtočného odporu při ventilaci na parametry *WoB* a *PTP*.

Přínos projektu v technické, diagnostické, léčebné oblasti, pro lékařské poznání nebo individuální subjekt hodnocení:

Studie se zabývá aktuálním tématem, které se týká parametrů používaných pro hodnocení dechové práce. *WoB* a *PTP* jsou dva nejčastěji používané parametry pro popis dechové práce v biomedicínských studiích i v klinické praxi, tato studie potenciálně vede k rozšíření znalostí v odlišnostech těchto parametrů. Projekt je realizován v rámci diplomové práce hlavního řešitele.

B: Charakteristika souboru subjektů (osob) klinického hodnocení:

Počet: 10-20	Věková struktura: převážně studenti FBMI, případně další dobrovolníci pro doplnění skupiny
Pohlaví: M/Ž	Způsob jejich náboru: dohodou na FBMI
Odměna za účast: není	Jiné: není
Doba trvání celého projektu: od 23. 3. 2017 do 30. 9. 2017	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení: typicky 45 min

Popis nakládání se subjekty, popis intervence, odebírání vzorků apod:

Nejprve dostane každý subjekt hodnocení k přečtení a podepsání informovaný souhlas s informacemi pro subjekt hodnocení a následně k vyplnění dotazník s otázkami ohledně jeho zdravotního stavu a kondice (hmotnost, kuřák, respirační potíže apod.).

Subjekt bude dýchat skrz hlavním řešitelem navržený nastavitelný průtočný odpor, který bude z jedné strany připojen na standardní spirometrickou clonku a pomocí monitoru vitálních funkcí Datex-Ohmeda S/5 Patient Monitor bude zaznamenáván tlak, průtok a případně koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého v inspirovaném a expirovaném vzduchu. Pro zajištění bezpečnosti subjektu bude monitorována také saturace periferní krve kyslíkem.

Subjekt začne s dýcháním skrze průtočný odpor s nejnižší hodnotou, postupně bude tento průtočný odpor zvyšován. Každé měření bude trvat přibližně tři minuty a dle předpokladu bude provedeno měření na přibližně patnácti různých průtočných

odporech. Proband bude mít po celou dobu měření možnost experiment sám kdykoli přerušit a být odpojen od sestavy. Data budou zpracovávána v prostředí MATLAB pro výpočet a analýzu parametrů *WoB* a *PTP*.

Liší se projekt od standardního postupu v denní praxi: ANO NE

V případě, že ano, popište rozdíly:

Využijeme standardní měřicí clonku patientského monitoru Datex-Ohmeda S/5 Patient Monitor, ale na rozdíl od běžné praxe bude připojena k hlavním řešitelem navrženému nastavitelnému průtočnému odporu. Vlastní průtočný odpor se skládá ze dvou na sebe našroubovaných spojek, mezi které je vložena vyměnitelná clona s různým průměrem otvoru dle zamýšleného průtočného odporu.

Možná rizika, nesnáze a obtíže pro subjekt hodnocení (včetně etických):

V průběhu měření se bude postupně zvyšovat nutné úsilí pro dýchání skrz zvyšující se průtočný odpor, to pravděpodobně povede ke snížení minutové ventilace. U subjektu tak může růst kapnie.

Jak je zajištěna bezpečnost testovaného subjektu:

Subjekt dýchá skrz náustek s antibakteriálním filtrem, který odstraní možné nečistoty z inspirovaného vzduchu a také zabrání znečištění sestavy například slinami subjektu. Patientský monitor Datex-Ohmeda S/5 Patient Monitor bude napájen z galvanicky odděleného zdroje elektrické energie (dle dostupnosti z rozvodů ZIS, či přes oddělovací transformátor). Používaný patientský monitor bude mít během trvání studie platnou bezpečnostně technickou kontrolu dle zákona 268/2014 Sb. Pro bezpečnost subjektu bude v průběhu celého experimentu měřena saturace periferní krve kyslíkem pulzním oxymetrem, pokud z jakéhokoli důvodu dojde k poklesu saturace periferní krve kyslíkem pod 80 %, experiment bude ukončen a proband bude dýchat čerstvý vzduch. Subjekt má zároveň možnost měření kdykoli sám ukončit a odpojit se od soustavy. Soukromí probandů při experimentu a ochrana jejich osobních údajů bude řádně zajištěna v souladu s legislativou a běžnou klinickou praxí. Experimentu se nemůže účastnit subjekt s jakýmkoli typem onemocnění dýchacích cest, jako jsou například astmatici, nebo jakýmkoli typem onemocnění kardiovaskulárního systému. Subjekt nesmí rovněž trpět onemocněním Diabetes mellitus.

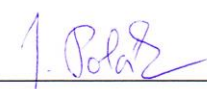
Kdo ponese náklady na odškodnění v případě poškození subjektu hodnocení:

ČVUT FBMI

C: Doplňující informace k výzkumnému projektu:

Výzkumný cíl tohoto projektu se týká aktuálního tématu. Tato studie je realizována v rámci diplomové práce a představuje potenciál pro publikační činnost.

V Kladně dne: 5. 4. 2017



podpis hlavního řešitele

Příloha C: Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení

Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení

Název projektu: Hodnocení dechové práce

Hlavní řešitel: Bc. Jiří Polák, FBMI ČVUT v Praze, polakji4@fbmi.cvut.cz

Vážený účastníku studie, cílem výzkumného projektu, kterého se účastníte jako proband, je srovnání hodnocení dechové práce pomocí Work of Breathing (*WoB*) a Pressure-Time Product (*PTP*) a ověření rozdílného vlivu zvyšujícího se průtočného odporu při ventilaci na parametry *WoB* a *PTP*. *WoB* a *PTP* jsou dva nejčastěji používané parametry pro popis dechové práce v biomedicínských studiích i v klinické praxi. Tento projekt se tedy zabývá aktuálním tématem a potenciálně vede k rozšíření znalostí v odlišnostech těchto parametrů. Projekt je realizován v rámci diplomové práce hlavního řešitele.

Experiment bude prováděn na zdravých dobrovolnících (subjektech) zejména z řad studentů FBMI. Nejprve dostanete k přečtení a podepsání informovaný souhlas s informacemi pro subjekt hodnocení a následně k vyplnění dotazník s otázkami ohledně Vašeho zdravotního stavu a kondice (hmotnost, kuřák, respirační potíže apod.).

Následně budete dýchat skrz hlavním řešitelem navržený nastavitelný průtočný odpor, který se skládá ze dvou na sebe našroubovaných spojek, mezi které je vložena vyměnitelná clona s různým průměrem otvoru dle zamýšleného průtočného odporu. Průtočný odpor bude připojen na standardní spirometrickou clonku a pomocí monitoru vitálních funkcí Datex-Ohmeda S/5 Patient Monitor bude zaznamenáván tlak, průtok a případně koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého v inspirovaném a exspirovaném vzduchu. Budete dýchat skrz náustek s antibakteriálním filtrem, který bude napojen na druhou stranu spirometrické clonky než zmíněný průtočný odpor. Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 45 minut. Studie se zúčastní 10-20 probandů.

Začnete s dýcháním skrze průtočný odpor s nejnižší hodnotou, postupně bude průtočný odpor zvyšován. Každé měření bude trvat maximálně tři minuty a dle předpokladu bude provedeno měření na přibližně patnácti různých průtočných odporech. Po celou dobu měření budete mít možnost experiment kdykoli přerušit a být odpojen od sestavy. Data budou následně zpracovávána v prostředí MATLAB pro výpočet a srovnání parametrů *WoB* a *PTP*.

V průběhu měření se bude postupně zvyšovat nutné úsilí pro dýchání skrz zvyšující se průtočný odpor, to pravděpodobně povede ke snížení Vaší minutové ventilace. Z těchto důvodů u Vás může růst kapnie. Pro Vaši bezpečnost bude v průběhu celého

experimentu měřena saturace periferní krve kyslíkem pulzním oxymetrem, pokud z jakéhokoli důvodu dojde k poklesu saturace periferní krve kyslíkem pod 80 %, experiment bude ukončen a Vy budete dýchat čerstvý vzduch.

Pro zajištění Vaší bezpečnosti bude patientský monitor Datex-Ohmeda S/5 Patient Monitor během celého měření napájen z galvanicky odděleného zdroje elektrické energie (dle dostupnosti z rozvodů ZIS, či přes oddělovací transformátor). Používaný patientský monitor bude mít během trvání studie platnou bezpečnostně technickou kontrolu dle zákona 268/2014 Sb.

Náklady na odškodnění v případě poškození ponese ČVUT FBMI, nicméně riziko je prakticky nulové. Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají Vaše finanční výdaje.

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž Vás lze identifikovat, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, Vaše totožnost nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na Vaše rozhodnutí, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, budete o této skutečnosti včas informováni.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u hlavního řešitele. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Experimentu se nemůžete účastnit, pokud trpíte jakýmkoli typem onemocnění dýchacích cest, jako je například astma, nebo jakýmkoli typem onemocnění kardiovaskulárního systému. Také nesmíte rovněž trpět onemocněním Diabetes mellitus.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband byl do studie zařazen pod číslem:

Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:

Podpis odpovědného řešitele:

.....

.....

Datum:

Datum:

Příloha D: Dotazník pro subjekt hodnocení

Dotazník pro subjekt hodnocení

Název projektu: Hodnocení dechové práce

Hlavní řešitel: Bc. Jiří Polák, FBMI ČVUT v Praze, polakji4@fbmi.cvut.cz

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband byl do studie zařazen pod číslem:

Hmotnost: kg

Výška: cm

Kuřák: ANO: NE:

Respirační onemocnění: ANO: NE:

Kardiovaskulární onemocnění: ANO: NE:

Diabetes mellitus: ANO: NE:

Podpis probanda:

Podpis odpovědného řešitele:

.....

Datum:

Datum:

Příloha E: Obsah příloženého DVD

Obsah příloženého DVD

- Kompletní diplomová práce
- Naskenované zadání diplomové práce
- Abstrakt v českém jazyce
- Abstrakt v anglickém jazyce
- Klíčová slova v českém i anglickém jazyce
- Vypracované dokumenty pro etickou komisi FBMI ČVUT
- Model průtočného odporu
- Data a zpracování dat
 - Hlavní zpracování dat
 - Korekce dat
 - Charakteristiky průtočného odporu