



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Analýza parametru SLOPE vs. Inspiratory flow

Analysis of the parameter SLOPE vs. inspirational flow

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika (BMKT)

Studijní obor: Biomedicínský technik (BMT)

Vedoucí práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Jméno Příjmení Pavla Věchtová

Kladno 2021



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Věchtová** Jméno: **Pavla** Osobní číslo: **487457**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Analýza parametru SLOPE vs. Inspiratory flow

Název bakalářské práce anglicky:

Analysis of the parameter SLOPE vs. inspirational flow

Pokyny pro vypracování:

Za pomoci elektronicky řízeného modelu respirační soustavy novorozence realizujte experiment, pro vyšetření vzájemných vztahů mezi nastaveným parametrem SLOPE a průtokem ventilační směsi při ventilačním režimu PSV-VG (Pressure Support Ventilation, Volume Guarantee). Pro experiment uvažujte 3 typická plicní onemocnění nezralých novorozenců - RDS (respiratory distress syndrome), rozvíjející se BPD bronchopulmonální dysplazie) a ustálení BPD.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Tricia L. Gomella, Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases and drugs, ed. Sixth Edition, McGraw Hill Professional, 2009, ISBN 78-0-07-154431-3
- [2] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN ISBN 80-7345-059-3
- [3] Chong, D., Kayser, S., Szakmar, E., Morley, C. J., & Belteki, G., Effect of pressure rise time on ventilator parameters and gas exchange during neonatal ventilation, Pediatric pulmonology, ročník 55, číslo 5, 2020

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**


doc. Ing. Martin Růžánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

19. 2. 2021
Datum převzetí zadání


Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analýza parametru SLOPE vs. Inspiratory flow“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 13. 5. 2021

.....

Pavla Věchtová

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji panu vedoucímu bakalářské práce Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za velmi užitečnou metodickou pomoc a cenné rady při zpracování práce.

ABSTRAKT

V současné době se při využití umělé plicní ventilace v neonatologii začíná využívat nastavení doby nárůstu tlaku, parametru SLOPE, místo dříve používaného nastavení inspiračního průtoku, parametru Inspiratory Flow. Cílem této práce je realizovat experiment, který tyto parametry porovná a identifikuje jejich vzájemné vztahy.

Byl použit neonatologický plicní simulátor Gina V3.0 a neonatologický plicní ventilátor Babylog 500 VN. Byly simulovány tři patologické stavy, vyskytující se v neonatologii. Pro každou simulaci proběhla dvě měření, během kterých byla zjišťována doba nádechu (T_i). Z naměřených hodnot byly metodou nejmenších čtverců aproximovány křivky závislosti T_i na Inspiratory flow a T_i na SLOPE. Na základě těchto závislostí byl dále formulován vztah mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow.

Bylo zjištěno, že vztah je nelineární a inverzní. Dále bylo zjištěno, že vliv průtočného odporu na vztah mezi SLOPE a Inspiratory flow je zanedbatelný, vzhledem k velkým krokům v hodnotách Inspiratory flow, které je na ventilátoru možné nastavit.

Na základě získaných dat lze předpokládat, že závislost SLOPE na Inspiratory flow ovlivňuje požitý dechový objem.

Klíčová slova

neonatologický ventilátor, ventilační parametry, SLOPE, Inspiratory flow

ABSTRACT

Currently the pressure rise time, the SLOPE parameter, is starting to be used in neonatal mechanical ventilation instead of Inspiratory flow settings that used to be common previously. The aim of this study is to conduct an experiment that compares these parameters and identifies their relationships.

Gina V3.0 neonatology lung simulator and Dräger 500 VN Babylog neonatology lung ventilator were used. Three pathological conditions occurring in neonatology were simulated. Two measurements were made for each simulation, during which the inspiratory time (T_i) was determined. From the measured values, the curves of the dependence of T_i on Inspiratory flow and T_i on SLOPE were approximated by the method of least squares. Based on these dependencies, the relationship between the parameters SLOPE and Inspiratory flow was further formulated.

The relationship was found to be nonlinear and inverse. Furthermore, it was found that the effect of flow resistance on the dependence of SLOPE on Inspiratory flow is negligible, due to the large steps in the values of Inspiratory flow that can be set on the fan.

Based on the obtained data, it can be assumed that the dependence of SLOPE on Inspiratory flow affects the ingested tidal volume.

Keywords

neonatal ventilator, ventilation parameters, SLOPE, Inspiratory flow

Obsah

| | |
|--|-----------|
| Seznam symbolů a zkratek..... | 9 |
| 1 Úvod | 10 |
| 2 Přehled současného stavu..... | 11 |
| 2.1 Pacient | 11 |
| 2.1.1 Syndrom dechové tísně..... | 11 |
| 2.1.2 Chronické plicní onemocnění a bronchopulmonální dysplázie..... | 11 |
| 2.2 Plicní ventilátory | 12 |
| 2.2.1 Ventilační podpora | 13 |
| 2.2.2 Neonatologické ventilátory | 13 |
| 2.2.3 Ventilační parametry | 19 |
| 2.2.4 Inspiratory flow a SLOPE | 20 |
| 2.2.5 Ventilační režimy | 22 |
| 2.2.6 Ventilační režim PSV-VG | 24 |
| 2.3 Modely respirační soustavy..... | 24 |
| 2.3.1 ASL 5000..... | 25 |
| 2.3.2 Gina V3.0 | 26 |
| 3 Cíle práce..... | 28 |
| 4 Metody | 29 |
| 4.1 Princip měření | 29 |
| 4.2 Měření při simulaci RDS, CLD a BPD | 30 |
| 4.2.1 Simulace plicní mechaniky..... | 30 |
| 4.2.2 Nastavení ventilátoru..... | 31 |
| 4.3 Měření při různém průtočném odporu a konstantní poddajnosti | 32 |
| 4.4 Zpracování dat..... | 33 |
| 5 Výsledky..... | 34 |
| 5.1 Inspiratory flow a SLOPE při simulaci RDS, CLD a BPD..... | 34 |
| 5.1.1 Doba nádechu při nastavení inspiračního průtoku | 34 |
| 5.1.2 Doba nádechu při nastavení SLOPE | 35 |
| 5.1.3 Vztah mezi SLOPE na Inspiratory flow při simulaci RDS, CLD a BPD | |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 5.2 | Vliv průtočného odporu | 39 |
| 5.3 | Časové průběhy tlaků a průtoku v průběhu měření..... | 42 |
| 6 | Diskuse | 45 |
| 6.1 | Metodika měření | 45 |
| 6.1.1 | Průtočný odpor | 45 |
| 6.2 | Limitace měření..... | 49 |
| 6.3 | Zjednodušení experimentu oproti klinické praxi | 50 |
| 6.4 | Vztah této práce k dalšímu výzkumu | 50 |
| 7 | Závěr | 52 |
| | Seznam použité literatury | 53 |
| | Příloha A: Požadavky na formátování práce | 56 |
| 7.1 | Výběr odporů pro jednotlivé simulace | 56 |
| 7.2 | Odpovídající si hodnoty parametrů SLOPE a Inspiratory flow | 58 |
| 7.3 | Naměřené hodnoty při ověřování vlivu průtočného odporu | 59 |
| | Příloha B:..... | 61 |
| | Příloha D: Obsah přiloženého ZIP souboru..... | 68 |

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

| Symbol | Jednotka | Význam |
|-------------------------------|--------------------|---|
| T _i | s | Doba nádechu (<i>Inspiratory time</i>) |
| T _i _{max} | s | Nejdelší doba nádechu (<i>Maximal inspiratory time</i>) |
| V _T | mL | Dechový objem (<i>Tidal Volume</i>) |
| PIP | cmH ₂ O | Špičkový inspirační tlak (<i>Peak inspiratory pressure</i>) |
| RR | BPM | Dechová frekvence (<i>Respiratory rate</i>) |
| RR _{max} | BPM | Nejvyšší dechová frekvence (<i>Maximal respiratory rate</i>) |
| RR _{min} | BPM | Nejnižší dechová frekvence (<i>Minimal respiratory rate</i>) |
| PEEP | cmH ₂ O | Pozitivní tlak na konci výdechu (<i>Positive end expiratory pressure</i>) |
| IF | L/min | Inspirační průtok (<i>Inspiratory flow</i>) |
| SLOPE | s | Doba náběhu tlaku (<i>SLOPE, pressure rise time</i>) |

Seznam zkratk

| Zkratka | Význam |
|---------|---|
| RDS | Syndrom dechové tísně (<i>Respiratory distress syndrome</i>) |
| CLD | Chronické plicní onemocnění (<i>chronic lung disease</i>) |
| BPD | Bronchopulmonální dysplázie (<i>bronchopulmonal dysplasion</i>) |
| UPV | Umělá plicní ventilace |
| CPAP | Nepřetržitý pozitivní tlak v dýchacích cestách (<i>Continuous positive airway pressure</i>) |
| PSV-VG | Ventilační režim (<i>Pressure support ventilation, volume guarantee</i>) |
| MAP | Střední alveolární tlak (<i>Main alveolar pressure</i>) |

1 Úvod

V současné době v České republice i ve světě narůstá množství předčasně narozených dětí, kterým je třeba poskytnout zdravotní péči. Nezralí novorozenci mají často nedostatečně vyvinuté plíce. Důsledkem toho je léčba této specifické věkové skupiny pacientů založena na využití metod umělé plicní ventilace a aplikace surfaktantu, který v plicích důsledkem nezralosti ještě nebyl vytvořen. [1]

Plicní ventilátory proto patří ke standardnímu vybavení neonatologických pracovišť. [2] Neonatologické plicní ventilátory se od přístrojů určených pro dospělé pacienty liší zejména rozsahem nastavitelných ventilačních parametrů, kdy pro léčbu těch nejmenších pacientů jsou využívány malé dechové objemy, nízké tlaky, a naopak výrazně vyšší dechové frekvence. Dále je v neonatologii stále využívána vysokofrekvenční ventilace i přesto, že u dospělých pacientů se od jejího využívání ustupuje. [3]

Správné a šetrné vedení plicní ventilace ovlivňuje celkový zdravotní stav pacienta a vývoj jeho organismu. Z toho důvodu je nezbytné, aby obsluhující personál znal nejen anatomické a fyziologické souvislosti, ale aby navíc dobře rozuměl významu a biofyzikálním souvislostem nastavovaných parametrů jednotlivých dechů a měl tak možnost okamžitě a adekvátně reagovat na vývoj zdravotního stavu pacienta. [4]- [5]

S vývojem dokonalejších metod umělé plicní ventilace a automatizace ventilačních režimů, se mění i způsoby nastavování jednotlivých parametrů. Výrobci jsou často trhem tlačeni k redukci ceny plicního ventilátoru, koncipují neonatologické ventilátory úpravou masově prodávaných ventilátorů pro dospělé a ryze neonatologické ventilátory jsou již raritou. To s sebou přináší i změny v ovládání, resp. v nastavovaných parametrech. [3]

U plicních ventilátorů byla od 70. let minulého století možnost nastavení průtoku plynu při inspiriu, avšak u současných neonatologických ventilátorů a anesteziologických přístrojů dochází ke změně filozofie ovládání. Nastavení průtoku plynu při inspiriu bylo nahrazeno časem pro realizaci inspiria, tedy parametrem SLOPE nebo RiseTime – v závislosti na výrobci. [6]

Avšak stále používaná doporučení pro ventilaci neonatologických pacientů jsou založena na využití původního parametru – inspiračního průtoku. Vzhledem k tomu, že již jsou používány dvě různé filozofie, je vhodné identifikovat vzájemné souvislosti zmíněných ventilačních parametrů, čemuž se věnuje tato bakalářská práce.

2 Přehled současného stavu

Umělá plicní ventilace představuje metodu orgánové podpory, využívanou v případě nedostatečné ventilace a oxygenace pacienta. V dnešní době patří mezi zařízení běžně používané na jednotkách intenzivní péče. I přes pokročilý vývoj metod umělé plicní ventilace představuje tato terapie pro pacienta riziko komplikací. Z toho důvodu je třeba přesně stanovit cíle, kterých má být využitím plicního ventilátoru dosaženo. Tyto cíle nemusí vždy představovat fyziologické hodnoty sledovaných parametrů. Proto je nutné znát stav pacienta a jeho specifické potřeby.

2.1 Pacient

Neonatologický pacient se v mnohém odlišuje od pacientů na jiných odděleních. Často se jedná o extrémně nezralé novorozence, kteří váží pouze stovky gramů, nanejvýš jednotky kilogramů. [7] Na celkový stav pacienta a jeho prognózu má vliv především jeho gestační stáří v době narození. Od toho se odvíjí stupeň vývoje jednotlivých fyziologických soustav, a tak i potřebná péče. V současné době přežívají děti narozené kolem 23 gestačního týdne. [1], [2], [7]

Dýchací soustava se vyvíjí v několika stádiích. Stadium vývoje dýchací soustavy ve 23. gestačním týdnu se nazývá kanalikulární. Dochází zde ke vzniku respiračních bronchiolů a následně i prvních alveolárních ductů. Primitivní alveoly vznikají až od počátku 26. gestačního týdne a surfaktant, který je nezbytný k udržení dostatečného napětí jejich stěn, vzniká v dostatečném množství až od 35. gestačního týdne. Skutečné alveoly vznikají až od 8. gestačního měsíce a jejich vývoj pokračuje až do raného dětství. [2], [8]

2.1.1 Syndrom dechové tísně

Vlivem nedostatečného fyziologického vývoje může docházet ke vzniku syndromu dechové tísně (RDS, respiratory distress syndrome). Typicky se jedná o sníženou poddajnost a zvýšený průtočný odpor respirační soustavy. To vede ke zhoršení ventilace a oxygenace a následnému souhrnu fyziologických reakcí. Výsledkem je navýšení spotřeby kyslíku, a tak ještě vyšší deficit. Terapie RDS se primárně zaměřuje na navýšení ventilace a oxygenace – z toho důvodu jsou využívány metody ventilační podpory a terapie surfaktantem. [4], [9]

2.1.2 Chronické plicní onemocnění a bronchopulmonální dysplázie

RDS se může rozvinout v další plicní onemocnění, jako je například chronické plicní onemocnění (CLD, chronic lung disease) a bronchopulmonální dysplázie (BPD, bronchopulmonal dysplasia). Jedná se o onemocnění respiračního systému, která se objevují u předčasně narozených dětí a u dětí, které po narození podstoupily umělou

plicní ventilaci. BPD je někdy označována jako chronické plicní onemocnění předčasně narozených dětí. [2] U obou onemocnění jsou typické změny parametrů mechaniky respiračního systému, jako je průtočný odpor a poddajnost. BPD je popsána jako přetrvávající závislost na kyslíku nebo ventilační podpoře v daném věku. Věk, kdy je onemocnění posuzováno se liší na gestačním týdnu, během kterého došlo k porodu. [2], [10], [11]

Dýchací soustava neonatologického pacienta je specifická a je nezbytné k ní tak i přistupovat. Kvůli nízkému stupni vývoje respirační soustavy je často nezbytné využít ventilační podpory nebo dokonce umělou plicní ventilaci. Mezi typické znaky respiračního systému nezralého novorozence patří nízká poddajnost plic a vysoký průtočný odpor dýchacích cest. Dále má vliv nedostatečně osifikovaný hrudní koš, který má vysokou poddajnost. Nastavení ventilačních parametrů je třeba přizpůsobit těmto hodnotám.

2.2 Plicní ventilátory

Metody umělé plicní ventilace byly aplikovány při resuscitaci již na počátku 19. století. K tomuto účelu se používal tlak, manuálně vyvíjený na hrudní koš. Byl využíván jak pozitivní, tak i negativní tlak. Při pozitivním tlaku byl hrudní koš stlačován pro aktivní podporu výdechu, nádech byl pasivní. Při využití negativního tlaku byl hrudní koš roztahován a docházelo k aktivní podpoře nádechu. Tohoto principu bylo využito u prvních plicních ventilátorů, zkonstruovaných na počátku 20. století. [4]

Jeden z přístrojů, označovaný jako železné plíce, představoval pevný krunýř, připevněný na hrudní koš. Roztažení hrudního koše bylo dosahováno snížením tlaku mezi přístrojem a tělem pacienta. Tím došlo ke snížení alveolárního tlaku a zajištění proudění vzduchu do plic otevřenými ústy. Tato forma UPV tedy využívala fyziologických hodnot alveolárních tlaků. Neumožňovala však navyšovat frakce kyslíku ve vdechovaném vzduchu. [4]

Technologický vývoj umožnil široké využití přetlakové ventilace. K největšímu rozvoji došlo v padesátých letech 20. století při léčbě dětské obrny. Jedná se o metody, během kterých je pomocí externího zařízení aplikován přetlak na vstup do dýchacích cest. Na základě toho vzniká tlakový gradient potřebný k nádechu. Při snížení tlaku na vstupu do dýchacích cest následně dochází k pasivnímu výdechu. Nejedná se tedy o fyziologický princip dýchání. [4]

Přetlaková ventilace je dnes nejčastěji využívanou metodou, a je proto označována jako konvenční UPV. Mezi nekonvenční metody se řadí výše zmíněná ventilace podtlakem nebo například vysokofrekvenční ventilace.

2.2.1 Ventilační podpora

Ventilační podpora je součástí umělé plicní ventilace. Umělá plicní ventilace (UPV) představuje postup orgánové podpory pacienta, při kterém je zajišťován průtok plynů respiračním systémem pacienta částečně, nebo úplně pomocí elektropneumatického přístroje. Jedná se o komplexní soubor dějů, ovlivňujících základní životní funkce. [4]

Metody UPV se liší od fyziologického dýchání. Může docházet k poškození dýchacího systému pacienta, a proto je nutné přesně stanovit podmínky, za kterých je UPV využíváno. Použití podmiňují klinické nebo fyziologické cíle. Fyziologické cíle představují podporu výměny plynů v plicích. Klinické cíle představují stavy pacienta, kterých by pomocí UPV mělo být dosaženo. [4], [12]

Ventilační podpora může být realizována několika způsoby. Patří sem například kyslíková podpora, CPAP (Continuous positive airway pressure), neinvazivní ventilace a mechanická ventilace. Způsoby ventilační podpory jsou rozlišovány na invazivní a neinvazivní. Do invazivní ventilace patří všechny metody využívající endotracheální intubace. Ostatní metody jsou označovány jako neinvazivní. [2]

Ve většině současně používaných metod ventilační podpory je využíván konstantní proud vzduchu. V případě mechanické ventilace je vždy generován plicním ventilátorem. Jedná se o přístroj, který nejen vytváří proud vzduchu, ale který má také zpětnou vazbu z patientského okruhu, na základě které může zjišťovat parametry dodávaného proudu vzduchu a dle potřeby jej regulovat. [4]

Způsoby regulace lze rozdělit na dvě hlavní skupiny – objemovou a tlakovou regulaci. Při objemové regulaci je nastavován dosahovaný dechový objem. Při tlakové regulaci je nastavován špičkový alveolární tlak. Nicméně u obou režimů je nezbytné měřit oba parametry, dechový objem i špičkový tlak, protože se vzájemně ovlivňují.

2.2.2 Neonatologické ventilátory

Neonatologický pacient je specifický svou velikostí a nízkou úrovní vývoje respirační soustavy, jak je uvedeno výše. Tomu je nutné přizpůsobit používané plicní ventilátory. Existují ventilátory použitelné na neonatologii, pediatrii, i na adultních odděleních. Dále však existují ventilátory použitelné pouze pro ventilaci neonatologických a pediatrických pacientů. Níže je uvedeno několik příkladů přístrojů, které jsou v současnosti využívány.

Fabian +nCPAP evolution

Fabian +nCPAP evolution je neonatologický a pediatrický plicní ventilátor od švýcarské firmy ACUTRONIC Medical Systems AG, zobrazený na obrázku 2.1. Je určen pro mechanickou ventilaci a ventilační podporu neonatologických a pediatrických pacientů do 30 kg. Interně měří obsah kyslíku ve vdechované směsi, monitoruje tlak v dýchacích cestách, průtok a průtokový objem vzduchu. Ventilátor umožňuje nastavení

parametru I Flow, představující průtok vzduchu během inspira, ale také nastavení parametru Rise Time, který představuje čas, po který je v průběhu inspira navyšován tlak. [13]

Neinvazivní ventilace je možná v režimech nCPAP a duoPAP. Během režimu nCPAP má pacient ventilační masku a nepřetržitým proudem vzduchu je udržován pozitivní přetlak v plicích. Úniky ventilačního okruhu jsou automaticky kompenzovány a je možnost nastavení horní meze kompenzačního proudu vzduchu. Režim duoPAP má stejné možnosti, a navíc je zde nastavována dechová frekvence. Režim však vyžaduje připojení speciálního patientského setu. Při režimu kyslíkové terapie je nosními kanylami udržován konstantní proud vzduchu. [13]

Režimy IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation) a CPAP (Continuous positive airway pressure) je možné využít při invazivní i při neinvazivní ventilaci. [13]

Invazivní ventilace je možná v režimech SIPPV (Synchronised Intermittent Positive Pressure Ventilation), SIMV (Synchronised Intermittent Mandatory Ventilation), SIMV + PSV (Synchronised Intermittent Mandatory Ventilation combined with PSV), PSV (Pressure Support Ventilation). [13]



Obrázek 2.1: Fabian +nCPAP evolution, převzato z

Fabian Therapy nicméně představuje skupinu příbuzných přístrojů, určených k podpoře dýchání. Obsahuje dále třeba vysokofrekvenční ventilátor Fabian HFO, nebo neinvazivní ventilátor Fabian Evolution, který je na obrázku 2.2. Je zde vidět, že přístroje vypadají velmi podobně, nicméně se liší připojením dýchacího okruhu. V případě neinvazivního ventilátoru není připojení dýchacího okruhu realizováno nádechovým a výdechovým ventilem.

Fabian Therapy evolution

Je určen pro kyslíkovou terapii a neinvazivní plicní ventilaci nezralých novorozenců, kojenců a dětských pacientů do 30 kg. Neinvazivní plicní ventilaci je možné realizovat pouze po připojení generátoru průtoku. Ventilátor interně měří obsah kyslíku ve vdechované směsi a externě objemový průtok vzduchu respiračním systémem.

Neinvazivní plicní ventilace je možná v režimech nCPAP a duoPAP. Ventilátor umožňuje nastavení parametru Flow, který představuje objemový průtok vzduchu při nádechu. [14]



Obrázek 2.2: Ventilátor Fabian Therapy Evolution, převzato z [14]

CareSpace R860

Carespace R860 je plicní ventilátor od americké firmy GE Healthcare, zobrazený na obrázku 2.3. Je určen pro mechanickou ventilaci a ventilační podporu adultních pacientů, ale po dodatečném rozšíření o modul měření průtoku plynu založeném na „hot-wire“ anemometru, umožňuje také ventilaci neonatologických a pediatrických pacientů. Podobně jako předešlý ventilátor interně měří obsah kyslíku ve vdechované směsi, dále monitoruje tlak v dýchacích cestách a průtok a průtokový objem vzduchu. Ventilátor umožňuje nastavení parametru Flow, který je monitorován interním senzorem.

Při mechanické ventilaci umožňuje nastavení režimů A/C VC (Volume Control), A/C PC (Pressure Control), A/C PRVC (Pressure Regulated Volume Control), SIMV VC (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation, Volume Control), SIMV PC (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation, Pressure Control).

Při dechové podpoře je možné využití režimů CPAP/PS (Continuous Positive Airway Pressure/ Pressure Support), SBT (Spontaneous Breathing Trial), APRV (Airway Pressure Release Ventilation), BiLevel (BiLevel Airway Pressure Ventilation), BiLevel

VG (BiLevel with Volume Guarantee), VS (Volume Support), NIV (Non-invasive Ventilation) a nCPAP (Nasal Continuous Positive Airway Pressure). [15]



Obrázek 2.3: Ventilátor Carespace R860, převzato z [15]

Babylog VN500

Babylog VN500 je neonatologický plicní ventilátor od německé firmy Dräger, zobrazený na obrázku 2.4. Je určen pro mechanickou ventilaci, dechovou podporu a monitoring neonatologických a pediatrických pacientů.

Při mechanické ventilaci umožňuje použití režimů PC-CMV (Pressure Control-Continuous Mandatory Ventilation), PC-AC (Pressure Control-Assist Control), PC-SIMV (Pressure Control-Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation), PC-PSV (Pressure Control-Pressure Support Ventilation), PC-APRV (Pressure Control-Airway Pressure Release Ventilation), PC-HFO (Pressure Control-High Frequency Oscillation), PC-MMV (Pressure Control-Mandatory Minute Volume Ventilation) a při dechové podpoře umožňuje podporu spontánního dýchání v režimech SPN-CPAP/PS (Spontaneous-Continuous Positive Airway Pressure/Pressure Support), SPN-CPAP/VS (Spontaneous-Continuous Positive Airway Pressure/ Volume Support) a SPN-PPS (Spontaneous-Proportional Pressure Support).

Ventilátor umožňuje nastavení požadovaných průtoků a současně externí zapojení průtokových senzorů pro měření průtoku vzduchu respirační soustavou. Pro měření jsou využívány neonatologické průtokové senzory ISO a Y-piece. Nejnižší spolehlivě stanovitelná hodnota průtoku je 0,2 L/min. Nižší hodnoty jsou měřeny s vysokou chybou, a proto jsou zobrazovány jako nula. [16] Ventilátor dále umožňuje nastavení parametru SLOPE.

Ventilátor požaduje při připojení pacienta určení kategorie v závislosti na tělesné hmotnosti. Pro neonatologické pacienty umožňuje nastavení parametru PEEP v rozsahu 0–35 cmH₂O, nastavení doby nádechu T_i v rozmezí 0,1–1,5 s, dechové frekvence RR v rozmezí 0,5–150 BPM a maximálního tlaku na konci nádechu PIP v rozmezí 1–80 cmH₂O. Hodnoty nastavitelné pro pediatrické pacienty jsou odlišné. [16]



Obrázek 2.4: Ventilátor Babylog VN500, převzato z [16]

SERVO-n®

SERVO-n® je neonatologický plicní ventilátor od americké firmy Maquet Critical Care AB, zobrazený na obrázku 2.5. Je určen pro mechanickou ventilaci, ventilační podporu a monitoring neonatologických a pediatrických pacientů ve zdravotnických zařízeních a při transportu. [17]

Ventilátor umožňuje mechanickou ventilaci neonatologických pacientů v režimech PC (Pressure Control), VC (Volume Control) a PRVC (Pressure Regulated Volume

Control), kombinované režimy SIMV (VC) + PS (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation), SIMV (PC) + PS, SIMV (PRVC) + PS, Bi-Vent/APRV (Airway Pressure Release Ventilation) a režimy dechové podpory PS/CPAP (Pressure Support / Continuous Positive Airway Pressure) a VS (Volume Support). Při neinvazivní ventilaci neonatologických pacientů umožňuje režimy NIV PC a Nasal CPAP. [17]

Pro neonatologické pacienty umožňuje při invazivní ventilaci nastavení parametru PEEP v rozsahu 1–50 cmH₂O, nastavení doby nádechu T_i v rozmezí 0,1–5 s, dechové frekvence RR v rozmezí 4–150 BPM a maximálního tlaku na konci nádechu PIP v rozmezí 2–50 cmH₂O. Umožňuje tlakové a průtokové trigerování. Hodnotu tlakového triggeru je možné nastavit v rozmezí -1– -20 cmH₂O, hodnota průtokového triggeru je nastavitelná v rozmezí 0–0,5 L/min. Ventilátor dále umožňuje nastavení parametru Inspiratory rise time v rozmezí 0–0,2 s. Ventilátor neumožňuje nastavení parametru Inspiratory flow. Hodnoty nastavitelné pro pediatrické pacienty jsou odlišné. [17]

Ventilátor se od výše zmíněných přístrojů odlišuje způsobem měření průtoku vzduchu. Zatímco výše zmíněné plicní ventilátory Fabian Terapy evolution, Carescape R860 a Babylog VN500 mají flow senzor umístěný za Y-spojku, zde je průtok současně měřen i uvnitř přístroje. Při využití vyšších hodnot průtoků je možné flow senzor za Y-spojku odpojit a tím snížit průtočný odpor ventilačního okruhu. [17]



Obrázek 2.5: Ventilátor SERVO-n®, převzato z [17]

Rozdíly mezi výše uvedenými ventilátory jsou shrnuty v tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Srovnání neonatologických ventilátorů pro mechanickou ventilaci

| | Fabian +nCPAP evolution | CareSpace R860 | Babylog VN500 | SERVO-n® |
|--------------------------------------|---|--|---|---|
| Neinvazivní ventilace | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ |
| Invazivní ventilace | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ |
| Režimy mechanické ventilace | IPPV-IMV SIPPV (A/C) SIMV SIMV + PSV | A/C VC A/C PC A/C PRVC SIMV VC SIMV PC | PC-CMV PC.AC PC-SIMV PC-PSV PC-APRV PC-HFO PC-MMV | PC VC PRVC SIMV (VC) + PS SIMV (PC) + PS SIMV (PRVC) + PS Bi-Vent/APRV |
| Režimy dechové podpory | CPAP | CPAP/PS SIMV VC SIMV PC SIMV PRVC, BiLevel BiLevel VG NIV SBT | CPAP/PS PAP/VS PPS | PS/CPAP VS |
| Neonatologický ventilátor | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ |
| Pediatrický ventilátor | ✓ | ✓ | × | ✓ |
| Adultní ventilátor | ✓ | ✓ | × | × |
| Nastavení Inspiratory flow | ✓ | ✓ | ✓ | × |
| Nastavení SLOPE (Pressure Rise Time) | ✓ | × | ✓ | ✓ |

2.2.3 Ventilací parametry

Při umělé plicní ventilaci je nutné použitý ventilační režim upravit pro aktuální potřeby pacienta. K tomu slouží nastavení parametrů ventilace. S rozvojem automatizovaných metod je velké množství parametrů nastavováno interně. Přesto je

nezbytné rozumět jejich významu. V tabulce 2.2 jsou některé parametry uvedeny. Současně je zde popsán i jejich význam.

Tabulka 2.2: Ventilační parametry [2], [4], [5]

| Zkratka | Jednotky | Anglický název | Český název | Význam |
|-------------------------------|--------------------|---------------------------|---------------------------------|--|
| T _i | s | Inspiratory time | Inspirační čas | Doba, kterou probíhá nádech |
| T _i _{max} | s | Maximal inspiratory time | Nejvyšší inspirační čas | Nejdelší čas, který může probíhat nádech |
| V _T | mL | Tidal volume | Dechový objem | Dechový objem |
| PIP | cmH ₂ O | Peak inspiratory pressure | Špičkový inspirační tlak | Nejvyšší tlak, kterého je při nádechu dosaženo |
| RR | BPM | Respiratory rate | Dechová frekvence | Počet dechů za danou periodu (standardně za minutu) |
| RR _{max} | BPM | Maximal respiratory rate | Nejvyšší dechová frekvence | Nejvyšší možný počet dechů za danou periodu |
| RR _{min} | BPM | Minimum respiratory rate | Nejnižší dechová frekvence | Nejnižší možný počet dechů za danou periodu |
| PEEP | cmH ₂ O | Peak inspiratory pressure | Pozitivní tlak na konci výdechu | Přetlak oproti atmosférickému tlaku, který v plicích při UPV zůstává a brání tak kolapsu alveolů |
| IF | L/min | Inspiratory flow | Inspirační průtok | Objemový průtok během nádechu |
| SLOPE | s | SLOPE | Doba náběhu tlaku | Čas, po který je během nádechu navyšován tlak z PEEP na PIP |

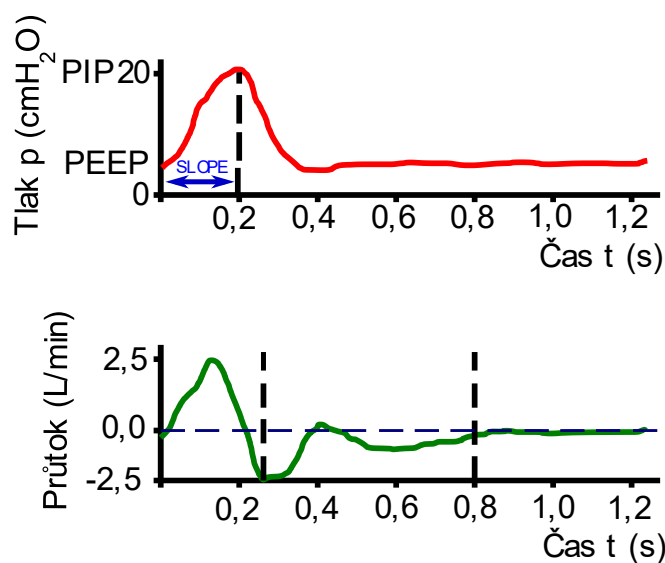
2.2.4 Inspiratory flow a SLOPE

Rychlost dodání tlakového gradientu výrazně ovlivňuje ventilovanou plíci, a proto je třeba monitorovat a nastavovat. K tomu je využíváno dvou parametrů.

Parametr Inspiratory flow představuje hodnotu objemového průtoku vzduchu během nádechu. Je udáván v litrech za minutu. Jeho nastavení je využíváno především u starších modelů ventilátorů. Na obrázcích 2.6 a 2.7 je parametr Inspiratory flow zobrazen jako maximální hodnota zelené křivky, v závislosti průtoku na čase.

Parametr SLOPE představuje dobu náběhu tlaku, proto je nastavován v sekundách.

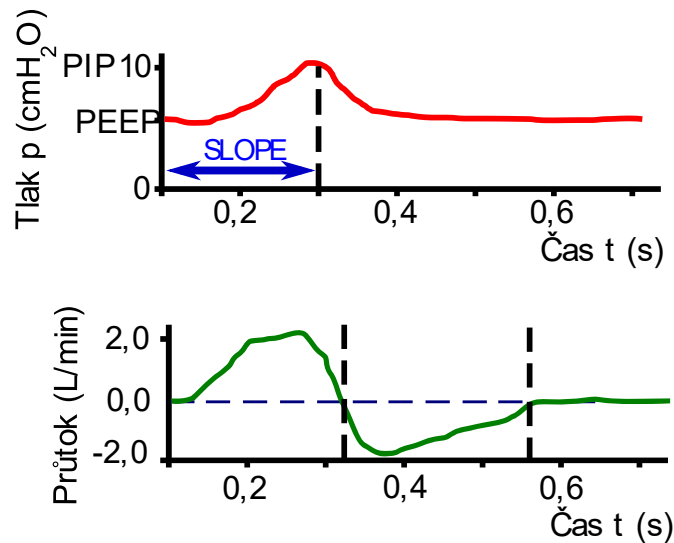
V současné době je standardně používán u adultních ventilátorů. Některé současně používané neonatologické ventilátory stále využívají nastavení parametru Inspiratory flow, avšak novější přístroje přechází k nastavování SLOPE. Současná doporučení k nastavení neonatologických ventilátorů uvádí pouze hodnoty parametru Inspiratory flow. Z toho důvodu je třeba stanovit vzájemný vztah mezi těmito parametry. Různé hodnoty parametru SLOPE jsou uvedeny na obrázcích 2.6 a 2.7. Současně jsou zde znázorněny křivky průtoku vzduchu, které jsou regulovány v případě, že je nastaven parametr Inspiratory flow.



Obrázek 2.6: Křivky závislosti tlaku na vstupu do dýchacích cest na čase a průtoku vzduchu na čase. Modrá šipka představuje hodnotu SLOPE = 0,2 s. Převzato z [25], upraveno.

Na obrázku 2.6 je možné pozorovat, že nastavení nižší hodnoty SLOPE odpovídá vyšší hodnota parametru Inspiratory flow. Naopak na obrázku 2.7 je znázorněno, že využití vyšší hodnoty SLOPE odpovídá nižší hodnota průtoku. Mezi parametry lze proto předpokládat inverzní vztah. Vzájemné porovnání těchto hodnot je možné provést v případě, že nastaveného dechového objemu bylo dosaženo za stejný čas.

Nastavení ventilačních parametrů vychází z principu mechaniky dýchání pomocí umělé plicní ventilace. Jednotlivé parametry jsou nastavovány jako limitní, nebo řídicí v závislosti na aktuálně používaném ventilačním režimu.



Obrázek 2.7: Křivky závislosti tlaku na vstupu do dýchacích cest na čase a průtoku vzduchu na čase. Modrá šipka představuje hodnotu SLOPE = 0,3 s. Převzato z [25], upraveno.

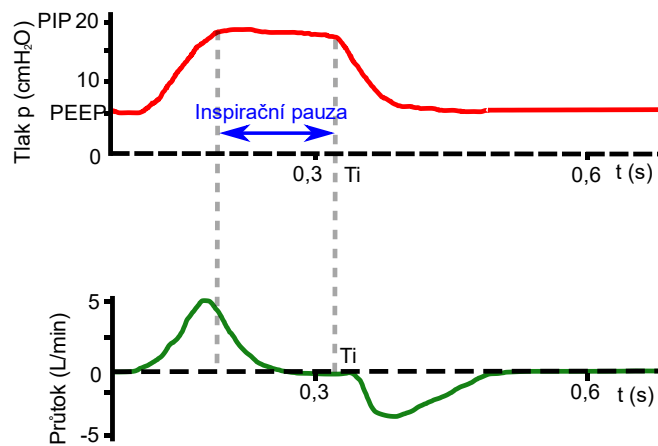
2.2.5 Ventilační režimy

Ventilační režimy lze všeobecně rozlišit dvěma způsoby. Prvním způsobem je určení doby nádechu, které rozděluje ventilační režimy na časově a průtokově cyklované. Druhým principem je způsob kontroly dodání dechového objemu. Tak se dělí ventilační režimy na objemově a tlakově řízené a objemově garantované režimy.

Dále budou zmíněny principy, které jsou využívány pro udržení ideální dechové frekvence.

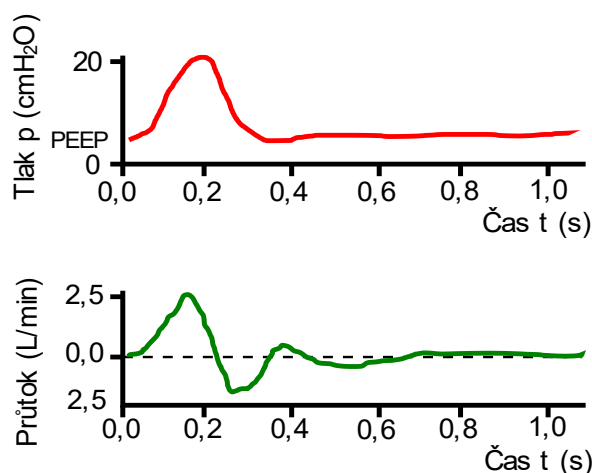
Časově a průtokově cyklované režimy

U časově cyklovaných režimů je doba nádechu pevně nastavena. V případě dodání nastaveného dechového objemu před ukončením doby nádechu nastává inspirační pauza, během které jsou plíce naplněny vdechovaným vzduchem. U některých ventilačních metod je tato pauza využívána pro lepší rozvod vzduchu mezi jednotlivými plicními sklípky. Křivka závislosti tlaku na čase a křivka závislosti průtoku na čase jsou uvedeny v obrázku 2.8. [2], [18]



Obrázek 2.8: Průběh tlaku a průtoku respiračním systémem při časově cyklovaném režimu. Modrá šipka označuje inspirační pauzu. Převzato z [25], upraveno.

U průtokově cyklovaných režimů je doba nádechu určena proudem vzduchu do respirační soustavy. Ve chvíli, kdy proudění poklesne pod předem nastavenou hodnotu (15 % u ventilátoru Babylog VN500), je nádech ukončen. U průtokově cyklovaných režimů proto nenastává inspirační pauza. Doba nádechu je tak více ovlivněna potřebami pacienta. Současně je u průtokově cyklovaných režimů nastavena maximální doba nádechu $T_{i\max}$, po jejímž překročení je nádech ukončen. Hodnoty dob nádechů jsou zadávány v sekundách. Křivka závislosti tlaku na čase a křivka závislosti průtoku na čase jsou uvedeny v obrázku 2.8. [2]



Obrázek 2.9: Průběh tlaku a průtoku respiračním systémem při průtokově cyklovaném režimu. Inspirační pauza nenastává. Převzato z [25], upraveno.

Objemově a tlakově řízené a objemově garantované režimy

U objemově řízených režimů je využíváno nastavení konstantní hodnoty dechového objemu. Každý nádech tak má stejný objem. [2]

U tlakově řízených režimů je nastavena hodnota PIP, které je v průběhu nádechu dosaženo. Dechový objem je při tomto režimu závislý na parametrech mechaniky respirační soustavy pacienta. [2]

Objemově garantované režimy představují kombinaci obou předchozích principů. Na ventilátoru je nastaven požadovaný dechový objem V_T a limitní špičkový tlak PIP. Na základě měření průtoku je dodán požadovaný dechový objem. Poté je nádech ukončen. Hodnota špičkového tlaku nebývá dosažena, je nastavována pouze jako prevence volumatraumat. [2]

2.2.6 Ventilací režim PSV-VG

Ventilací režim PSV-VG (Pressure support ventilation, volume guarantee) je možné přeložit jako režim přetlakové ventilace se zárukou určitého dechového objemu. Jedná se o tlakově řízený režim s průtokovým cyklováním, proto je před zahájením terapie třeba nastavení hodnot PIP_{max} a V_T . Režim je možné využít jako dechovou podporu samostatně dýchajících pacientů, nebo jako režim mechanické ventilace pacientů, kteří dechovou aktivitu nevykazují. V tom případě je nutné navíc nastavovat také dechovou frekvenci RR, kterou ventilátor dodává.

Jak je výše uvedeno, znakem průtokově cyklovaného režimu je absence inspirační pauzy. Doba nádechu, která je měřena ventilátorem, představuje proto parametr, vypovídající o rychlosti dodávky nastaveného dechového objemu. Tato skutečnost umožňuje porovnání parametrů, které rychlost dodávky dechového objemu určují – parametrů Inspiratory flow a SLOPE.

2.3 Modely respirační soustavy

Plicní simulátor je model respirační soustavy, který představuje parametry simulovaného objektu [19]. Je založený na znalosti anatomických struktur a fyziologických procesů, které v plicích probíhají. Výběr konkrétního modelu je dán účelem simulace.

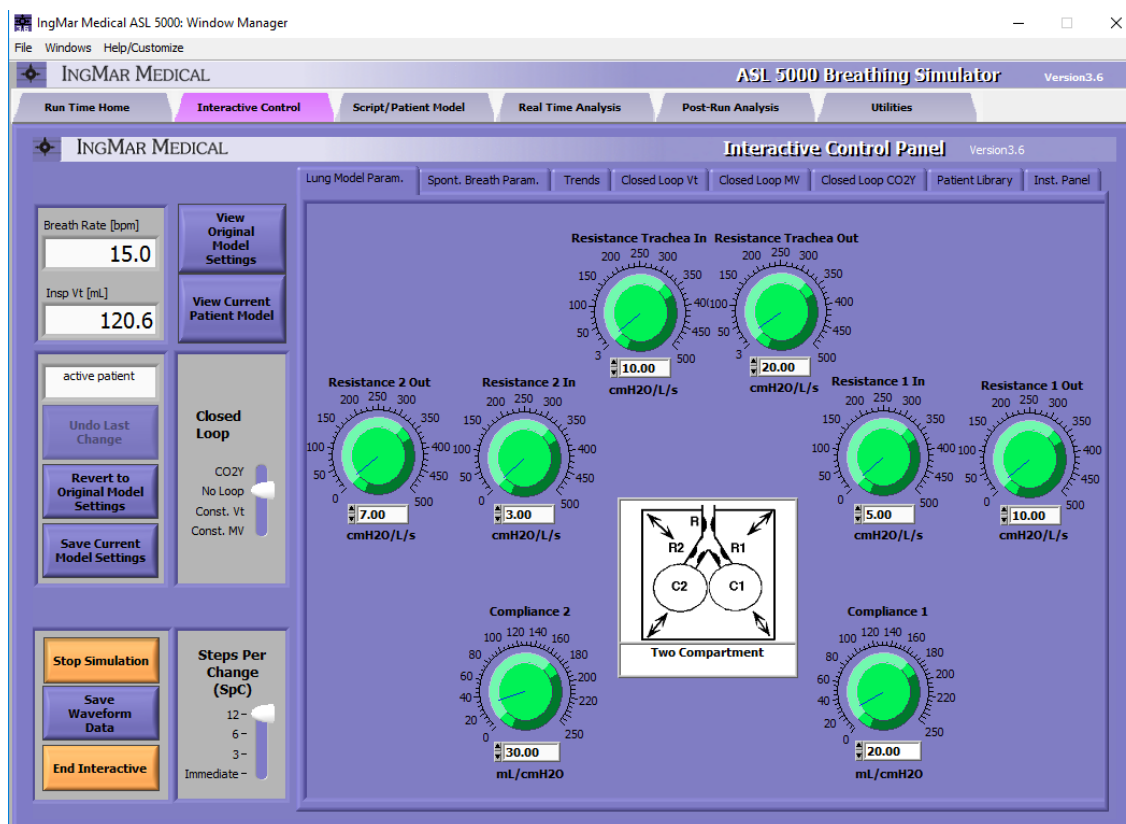
Dle požadavků na fyziologickou nebo biomechanickou přesnost lze modely respirační soustavy rozlišovat na jednokompartmentové a vícekompartmentové. Jednokompartmentové modely simulují plíce jako jeden celek, a proto jsou vhodné pro simulaci homogenních plicních onemocnění. Naopak vícekompartmentové modely umožňují simulaci každé plíce, nebo dokonce i plicního laloku zvlášť [20]. Tím umožňují v různých místech nastavení rozdílných parametrů plicní mechaniky. Proto na nich lze simulovat heterogenní plicní onemocnění.

Plicní simulátory jsou dále rozlišovány na aktivní a pasivní. Pasivní modely mají konstantní hodnoty průtočného odporu a poddajnosti. Aktivní modely jsou založeny na stejném principu, navíc však mohou simulovat spontánní dechovou aktivitu pacienta. Jsou proto využitelné i bez připojení externího ventilátoru. [19]

2.3.1 ASL 5000

Simulátor ASL 5000 je aktivní simulátor plic od firmy IngMar Medical, Ltd. (USA). Podobně jako výše zmíněný simulátor Gina V 3.0 se skládá se z fyzického modelu plic a z grafického uživatelského rozhraní. Na rozdíl od výše zmíněného simulátoru umožňuje simulovat nejen neonatologické, ale také pediatrické a adultní plíce. Pomocí grafického uživatelského rozhraní je možné přepínat mezi jednokompartmenovým a dvoukompartmenovým modelem. [21]

Simulátor umožňuje rozdílné nastavení průtočného odporu průdušnice a průtočného odporu dýchacích cest a poddajnosti simulované plíce. Průtočný odpor je nastavitelný v rozhraní 5-500 cmH₂O/L/s. Poddajnost je nastavitelná v rozmezí 0,5 – 250 mL/cmH₂O. [21] Nastavení je realizováno pomocí uživatelského rozhraní, které je uvedeno na obrázku 2.10.



Obrázek 2.10: Nastavení průtočného odporu a poddajnosti na plicním simulátoru, převzato z [21]

2.3.2 Gina V3.0

Simulátor Gina V3.0 je aktivní simulátor plic novorozence od firmy Dr. Schaller Medizintechnik (Německo). Skládá se z fyzického modelu plic a z grafického uživatelského rozhraní. [22]

Fyzický model umožňuje simulaci průtoku vzduchu respiračním systémem a měření parametrů tohoto proudění. Existují zde dva způsoby nastavení poddajnosti a dva způsoby nastavení průtočného odporu. Fyzický model dále obsahuje senzory objemového průtoku, na základě kterých jsou stanovovány objemy vzduchu v dýchacích cestách, dále snímače polohy pístu a snímače tlaku v dýchacích cestách. Všechny snímače zaznamenávají hodnoty s přesností 2 % z celkového rozsahu měření. [22]

Grafické uživatelské rozhraní je zpracováno v jazyce LabVIEW. Program komunikuje se simulátorem přes USB rozhraní. Měřené parametry je možné zobrazovat numericky i graficky. [22]

Pro simulaci je možné nastavit průtočný odpor a poddajnost. Průtočný odpor je realizován kombinací průtočného odporu dýchací trubice a průtočného odporu dýchacích cest. Nastavení je realizováno pomocí otočných spínačů, které jsou zobrazeny na obrázku 2.11. Spínač na levé straně slouží k nastavení průtočného odporu dýchací trubice, spínač na pravé straně slouží k nastavení průtočného odporu dýchacích cest. Hodnoty nastaveného průtočného odporu jsou závislé na hodnotě průtoku vzduchu a počítají se dle vzorce, uvedeného výrobcem. Zjištěná hodnota má přesnost 20 %. [22]

Nastavení poddajnosti je umožněno pomocí interní nebo externí poddajnosti. Interní poddajnost je možné nastavit v rozmezí 0,3 – 3,0 mL/cmH₂O, s přesností 10 %. Externí poddajnost je realizována dvěma baňkami, které je možné k simulátoru připojit. Jedna baňka má objem 500 ml a druhá má 1090 ml. Hodnota poddajnosti se následně vypočte v závislosti na aktuální hodnotě atmosférického tlaku p_{atm} (hPa). Přesnost takto nastavené vypočtené hodnoty je 15 %. Přepínání mezi interní a externí poddajností je realizováno otočným spínačem, který je zobrazen na obrázku 2.11 uprostřed. [22]



Obrázek 2.11: Simulátor Gina V3.0, převzato z [22]

Výše zmíněné simulátory jsou vzájemně porovnány v tabulce 2.3.

Tabulka 2.3: Srovnání plicního simulátoru ASL 5000 a Gina V3.0

| | ASL 5000 | Gina V3.0 |
|---|--------------------------------|-------------------------------|
| Pasivní simulátor | ✓ | ✓ |
| Aktivní simulátor | ✓ | ✓ |
| Jednokompartmentový model | ✓ | ✓ |
| Dvoukompartmentový model | ✓ | ✗ |
| Rozsah nastavení průtočného odporu v pasivním režimu | 5-500 cmH ₂ O/L/s | Závislý na nastavení průtoku |
| Rozsah nastavení poddajnosti odporu v pasivním režimu | 0,5-250 mL/cm H ₂ O | 0,3-3,0 mL/cmH ₂ O |

3 Cíle práce

Současné ventilátory pro plicní ventilaci novorozenců využívají pro nastavení ventilačních parametrů parametr SLOPE, který představuje dobu, během které dochází ke změně alveolárního tlaku. Avšak odborná literatura a doporučení pro léčbu novorozeneckých plicních onemocnění stále operují s parametrem Inspiratory flow, který představuje průtok vzduchu respiračním systémem během nádechu.

Cílem této práce je proto navrhnout a realizovat experiment, pomocí kterého bude možné vyšetřit vzájemné vztahy mezi nastavením parametru Inspiratory flow a parametru SLOPE.

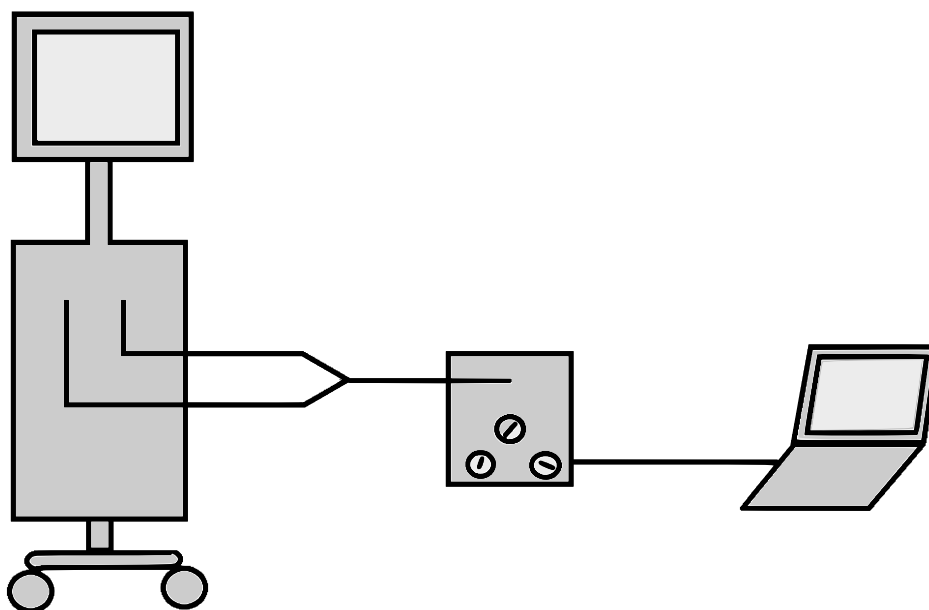
Pro experiment bude vybrána vhodná proměnná, která následně umožní stanovit závislost zkoumaných parametrů. Experiment proběhne při simulaci 3 onemocnění, vyskytujících se v neonatologii: RDS, CLD a BPD.

4 Metody

Pro vyšetření vztahu mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow proběhla dvě měření. Pro obě měření byl využit neonatologický ventilátor 500 VN Babylog, Dräger, neonatologický plicní simulátor Gina V3.0, Dr. Schaller Medizintechnik a k němu připojený PC s odpovídajícím softwarem. Propojení přístrojů je znázorněno na obrázku 4.1.

Při prvním měření byla simulována tři různá plicní onemocnění. Tak byly získány křivky závislosti parametrů SLOPE na Inspiratory flow, odpovídající simulovaným podmínkám.

Na použitém simulátoru není možné nastavení přesné hodnoty průtočného odporu. Z toho důvodu bylo provedeno druhé měření, při kterém byl zjišťován vliv průtočného odporu na získanou závislost mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow.



Obrázek 4.1: Propojení plicního ventilátoru s plicním simulátorem je realizováno dýchacím okruhem. Y – spojka je zapojena do simulátoru. Simulátor je s PC propojen USB kabelem. V PC je nainstalován program Gina_Vx, ve kterém je možné vizualizovat průběhy průtoků a tlaků a vstupu a uvnitř simulované respirační soustavy

4.1 Princip měření

Parametry SLOPE a Inspiratory flow představují dva různé principy regulace dodávky dechového objemu. Parametr SLOPE představuje dobu, po kterou je navyšován

tlak na vstupu do dýchacích cest. Parametr Inspiratory flow představuje objemový průtok, kterého je při nádechu dosaženo. Pro jejich srovnání jejich účinku bylo třeba nalézt vhodnou proměnnou, kterou oba parametry ovlivní.

Zadání práce požaduje stanovení závislosti při ventilačním režimu PSV-VG. Ventilační režim PSV-VG je tlakově řízený a průtokově cyklovaný. Principem průtokového cyklování je ukončení nádechu při poklesu inspiračního průtoku pod ventilátorem stanovenou mez. Nenastává zde inspirační pauza. Doba nádechu proto představuje parametr vypovídající o rychlosti dodávky dechového obejmu.

Toho bylo využito ke zjištění vzájemného vztahu mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow. Hodnoty dob nádechů T_i byly z ventilátoru odečítány nejprve při využití nastavení parametru Inspiratory flow, následně v závislosti na nastavení parametru SLOPE. Na základě naměřených dat byly aproximovány hodnoty obou parametrů, odpovídající stejné době nádechu.

Všechna měření probíhala stejným postupem. Stručný postup je shrnut v bodech 1-7:

1. Zapojení okruhu dle obrázku 4.1.
2. Nastavení odpovídající situace na simulátoru
3. Nastavení ventilátoru
4. Nastavení různých hodnot Inspiratory flow, měření T_i
Odečtení hodnoty T_i až po ustálení
5. Nastavení různých hodnot SLOPE, měření T_i
Odečtení hodnoty T_i až po ustálení
6. Stanovení závislost T_i – Inspiratory flow a T_i – SLOPE
7. Stanovení závislosti SLOPE – Inspiratory flow

4.2 Měření při simulaci RDS, CLD a BPD

Pro každou simulaci byly na simulátoru nastaveny odpovídající hodnoty plicní mechaniky. Současně byly použity tři různé hodnoty dechových objemů, vždy jedna hodnota dechového objemu pro jednu simulaci. Každý použitý dechový objem odpovídal hodnotě, která je při simulovaném onemocnění situaci využívána v praxi.

Na simulátoru byly nastaveny parametry odpovídající požadované plicní mechanice. Ventilátor byl nastaven v režimu tlakově podporované ventilace s konstantním objemem PSV-VG.

4.2.1 Simulace plicní mechaniky

Během experimentu byly nastavovány hodnoty odpovídající plicní mechanice neonatologických pacientů. Z toho důvodu byla provedena simulace tří různých

patologických stavů, vyskytujících se v neonatologii – RDS, BPD a CLD. Simulace těchto stavů se liší pouze v hodnotách průtočného odporu a v poddajnosti plic. Hodnoty odpovídající jednotlivým stavům jsou uvedeny v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1: Parametry respirační soustavy použitelné pro simulaci patologických stavů

| Model | Poddajnost C (mL/cmH ₂ O) | Průtočný odpor R (cmH ₂ O/L/s) |
|--------------------|---|--|
| RDS | 0,2 – 0,5 | 150 |
| rozvíjející se CLD | 1 | 250 |
| BPD | 1 | 400 |

Simulace poddajnosti

Na simulátoru bylo třeba zapojit odpovídající poddajnost. Pro simulace byly požadovány hodnoty v rozmezí 0, 2–1 mL/cmH₂O. Z toho důvodu byla pro simulaci všech tří stavů využita interní poddajnost, která je nastavitelná v rozmezí 0,3 – 3,0 mL/cmH₂O.

Simulace průtočného odporu

Simulátor umožňuje nastavení několika hodnot průtočných odporů. Výrobce simulátoru uvádí 20% přesnost nastavení průtočného odporu. Z toho důvodu byl použitý odpor odhadnut na základě grafů závislosti průtočného odporu na průtoku, uvedených výrobcem. Odvození je uvedeno níže, v příloze A. Pro simulaci RDS byla použita kombinace odporů R2,5 a R3. Pro simulaci CLD byla použita kombinace odporů R2,0 a R3 a pro simulaci BPD byla použita kombinace R2,0 a R4. Kompletní nastavení simulátoru pro jednotlivé simulace je uvedeno v tabulce 4.2.

Tabulka 4.2: Nastavení simulátoru Gina V 3.0 při simulaci stavů RDS, CLD a BPD

| | Nastavený průtočný odpor dýchací trubice | Nastavený průtočný odpor dýchacích cest | Nastavená poddajnost (mL/cmH ₂ O) |
|-----|---|--|---|
| RDS | 2,5 mm | R3 | 0,3 |
| CLD | 2,0 mm | R3 | 1 |
| BPD | 2,0 mm | R4 | 1 |

4.2.2 Nastavení ventilátoru

Na ventilátoru byl nastaven ventilační režim PSV-VG. Následně byly nastaveny hodnoty PEEP a dechová frekvence:

- PEEP = 6 cmH₂O
- RR = 40 BPM

Při jednotlivých simulacích bude nastaven rozdílný dechový objem. Nastavované hodnoty jsou uvedeny v tabulce 4.3.

Tabulka 4.3: Nastavené dechové objemy na ventilátoru pro jednotlivá onemocnění

| Modelované onemocnění | Garantovaný objem VG (mL) |
|-----------------------|---------------------------|
| RDS | 5,5 |
| rozvíjející se CLD | 6,5 |
| BPD | 7,5 |

Parametr Inspiratory flow byl při každém měření nastavován v rozmezí 2–11 L/min, s krokem 1 L/min. Parametr SLOPE byl nastavován v rozmezí 0,05 – 0,75 s, krokem 0,05 s. Po každém nastavení byla po krátkém ustálení odečtena a zaznamenána hodnota T_i .

4.3 Měření při různém průtočném odporu a konstantní poddajnosti

Průtočný odpor použitého simulátoru je realizován dvěma částmi: lineárním odporem, představovaným soustavou paralelně zapojených kapilár, a nelineárním odporem, představovaným endotracheální kanylou známého průřezu. Lineární odpory jsou označeny číselně: 1, 2, 3 a 4. Nelineární odpory jsou označeny v závislosti na průměru použité endotracheální kanyly: R 2,0 mm, R 2,5 mm, R 3,0 mm a R 3,5 mm. [22] Tyto odpory jsou využívány současně. Proto bylo třeba ověřit chování simulátoru při různých průtocích.

Z toho důvodu proběhlo druhé měření. Byla použita konstantní hodnota poddajnosti $C = 1$ mL/cmH₂O. Následně byly použity různé kombinace odporů: R3 + R2,5 mm, R3 + R 2,0 mm a R4 + R 2,5 mm.

Na ventilátoru byl nastaven dechový objem 6,5 mL. Další nastavení zůstalo shodné s předchozím měřením: PEEP = 6 cmH₂O, RR = 40 BPM.

Zjištění charakteristik jednotlivých kombinací odporů R3 + R2,5 mm, R3 + R 2,0 mm a R4 + R 2,5 mm proběhlo stejně jako u předchozího měření byla hodnota T_i odečítána při nastavení parametru Inspiratory flow v rozmezí 2–11 L/min, s krokem 1 L/min a při nastavení parametru SLOPE v rozmezí 0,05 – 0,75 s, krokem 0,05 s.

Naměřené hodnoty byly zobrazeny v grafu závislosti parametru SLOPE na parametru Inspiratory flow.

4.4 Zpracování dat

Naměřená data byla zpracována v prostředí MATLAB. Nejprve byla stanovena závislost mezi parametry T_i a Inspiratory flow a parametry T_i a SLOPE. Data byla zobrazena v bodovém grafu. Na základě tohoto zobrazení byly odhadnuty typy možné závislosti. Následně byla data těmito závislostmi proložena. Při prokládání byly sledovány hodnoty parametru R^2 a odchylky jednotlivých bodů od fittované křivky. Křivky byly vytvořeny metodou nejmenších čtverců. Vždy byla vybrána křivka s nejvyšší hodnotou parametru R^2 a nejmenšími odchylkami. Křivky byly stanoveny s pravděpodobností 95 %. Grafy odchylek jsou uvedeny v příloze B. Stejným způsobem byla následně určena závislost SLOPE na Inspiratory flow. V grafu závislosti SLOPE na Inspiratory flow je zobrazen interval 80 % spolehlivosti, která odpovídá přesnosti nastavení průtočného odporu.

5 Výsledky

V první části měření byly zjištěny základní vztahy mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow. V dalších měřeních byly zjišťovány faktory, které mohou tento vztah ovlivnit.

5.1 Inspiratory flow a SLOPE při simulaci RDS, CLD a BPD

Měření proběhlo podle výše uvedeného postupu. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulkách 5.1 a 5.2.

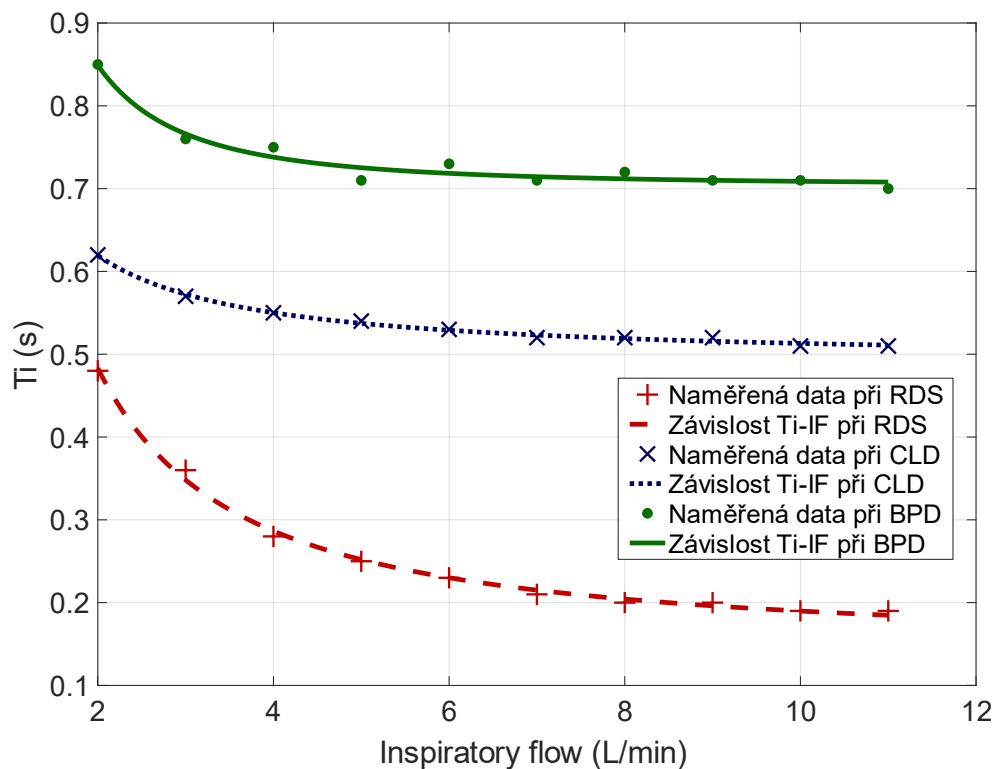
5.1.1 Doba nádechu při nastavení inspiračního průtoku

Byly provedeny tři měření závislosti doby nádechu na parametru Inspiratory flow. Během měření byly zaznamenávány doby nádechů při různých hodnotách inspiračních průtoků. Výsledky měření jsou uvedeny v tabulce 5.1.

Tabulka 5.1: Naměřené hodnoty dob nádechů při nastavení parametru Inspiratory flow

| Parametr IF (L/min) | T_{iRDS} (s) | T_{iCLD} (s) | T_{iBPD} (s) |
|-----------------------|----------------|----------------|----------------|
| 2 | 0,48 | 0,62 | 0,85 |
| 3 | 0,36 | 0,57 | 0,76 |
| 4 | 0,80 | 0,55 | 0,75 |
| 5 | 0,25 | 0,54 | 0,71 |
| 6 | 0,23 | 0,53 | 0,73 |
| 7 | 0,21 | 0,52 | 0,71 |
| 8 | 0,20 | 0,52 | 0,72 |
| 9 | 0,20 | 0,52 | 0,71 |
| 10 | 0,19 | 0,51 | 0,71 |
| 11 | 0,19 | 0,51 | 0,70 |

Závislosti dob nádechu (T_i) na parametru Inspiratory Flow (IF) byly zobrazeny ve grafu 5.1. Graf byl proložen mocninnými spojnicemi trendu s přesností 95 %. Rovnice spojnic trendu byly zjištěny interpolací v prostředí MATLAB.



Graf 5.1: Graf závislosti doby nádechu T_i na Inspiračním průtoku IF

Rovnice takto stanovených křivek jsou uvedeny v tabulce 5.3. Současně tam jsou uvedeny také velikosti chyb RMSE a koeficient R^2 .

Tabulka 5.2: Rovnice zjištěných závislostí T_i na *Inspiratory flow* a přesnost jejich stanovení

| Stav | Rovnice | RMSE | R^2 |
|------|--|--------|--------|
| RDS | $T_i = 0,8082 \cdot IF^{-1,2580} + 0,1452$ | 0,0064 | 0,9964 |
| CLD | $T_i = 0,2788 \cdot IF^{-1,1440} + 0,4931$ | 0,0028 | 0,9947 |
| BPD | $T_i = 0,6163 \cdot IF^{-2,0850} + 0,7038$ | 0,0100 | 0,9613 |

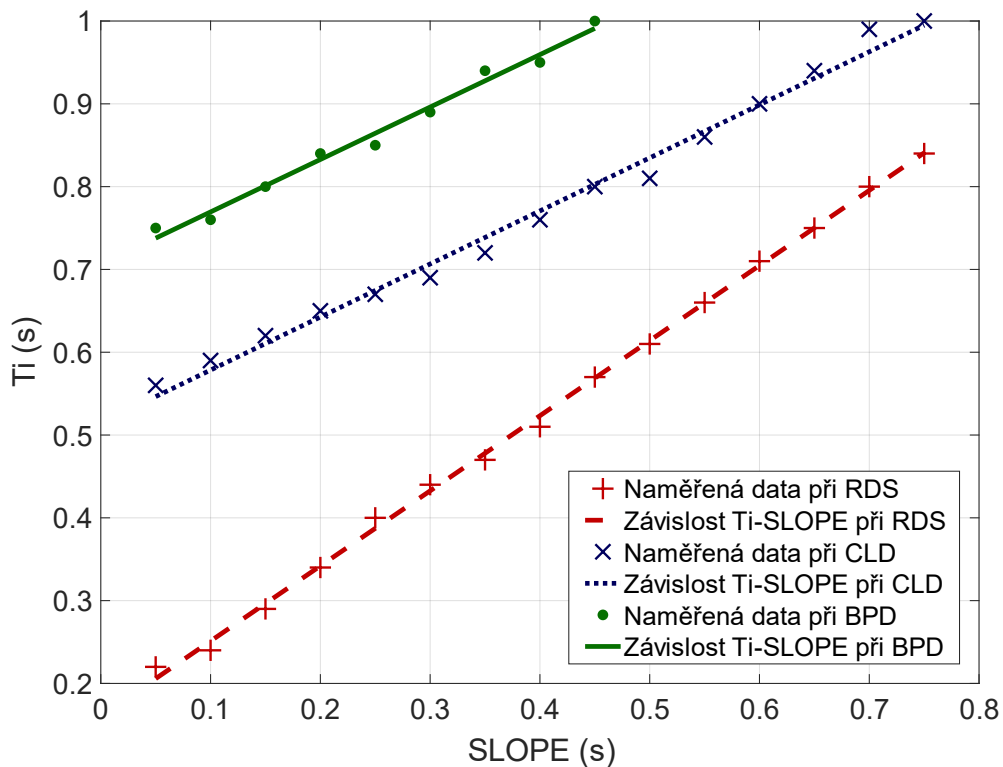
5.1.2 Doba nádechu při nastavení SLOPE

Následně byly provedeny tři měření závislosti doby nádechu na parametru SLOPE. Během měření byly zaznamenávány doby nádechů při různých hodnotách inspiračních průtoků. Výsledky měření jsou uvedeny v tabulce 5.2.

Tabulka 5.3: Naměřené hodnoty dob nádechů při nastavení parametru SLOPE

| Parametr <i>SLOPE</i> (s) | T_{iRDS} (s) | T_{iCLD} (s) | T_{iBPD} (s) |
|---------------------------|----------------|----------------|----------------|
| 0,05 | 0,22 | 0,56 | 0,75 |
| 0,10 | 0,24 | 0,59 | 0,76 |
| 0,15 | 0,29 | 0,62 | 0,80 |
| 0,20 | 0,34 | 0,65 | 0,84 |
| 0,25 | 0,40 | 0,67 | 0,85 |
| 0,30 | 0,44 | 0,69 | 0,89 |
| 0,35 | 0,47 | 0,72 | 0,94 |
| 0,40 | 0,51 | 0,76 | 0,95 |
| 0,45 | 0,57 | 0,80 | 1,00 |
| 0,50 | 0,61 | 0,81 | 1,00 |
| 0,55 | 0,66 | 0,86 | 1,00 |
| 0,60 | 0,71 | 0,90 | 1,00 |
| 0,65 | 0,75 | 0,94 | 1,00 |
| 0,70 | 0,80 | 0,99 | 1,00 |
| 0,75 | 0,84 | 1,00 | 1,00 |

Závislosti dob nádechu (T_i) na parametru Inspiratory Flow (IF) byly zobrazeny ve grafu 5.2. Graf byl proložen lineárními spojnicemi trendu s přesností 95 %. Rovnice spojnic trendu byly zjištěny interpolací v prostředí MATLAB.



Graf 5.2: Graf závislosti doby nádechu T_i na parametru SLOPE

Rovnice stanovených přímk, společně s chybou RMSE a hodnotou koeficientu R^2 jsou uvedeny v tabulce 5.4.

Tabulka 5.4: Rovnice zjištěných závislostí T_i na $SLOPE$ a přesnost jejich stanovení

| Stav | Rovnice | RMSE | R^2 |
|------|-------------------------------------|--------|--------|
| RDS | $T_i = 0,9071 \cdot Slope + 0,1605$ | 0,0083 | 0,9984 |
| CLD | $T_i = 0,6407 \cdot Slope + 0,5144$ | 0,0145 | 0,9906 |
| BPD | $T_i = 0,6333 \cdot Slope + 0,7061$ | 0,0111 | 0,9860 |

5.1.3 Vztah mezi SLOPE na Inspiratory flow při simulaci RDS, CLD a BPD

Na základě zjištěných křivek závislosti dob nádechů na parametru Inspiratory Flow, respektive SLOPE, byly stanoveny hodnoty obou parametrů, kterým odpovídají shodné

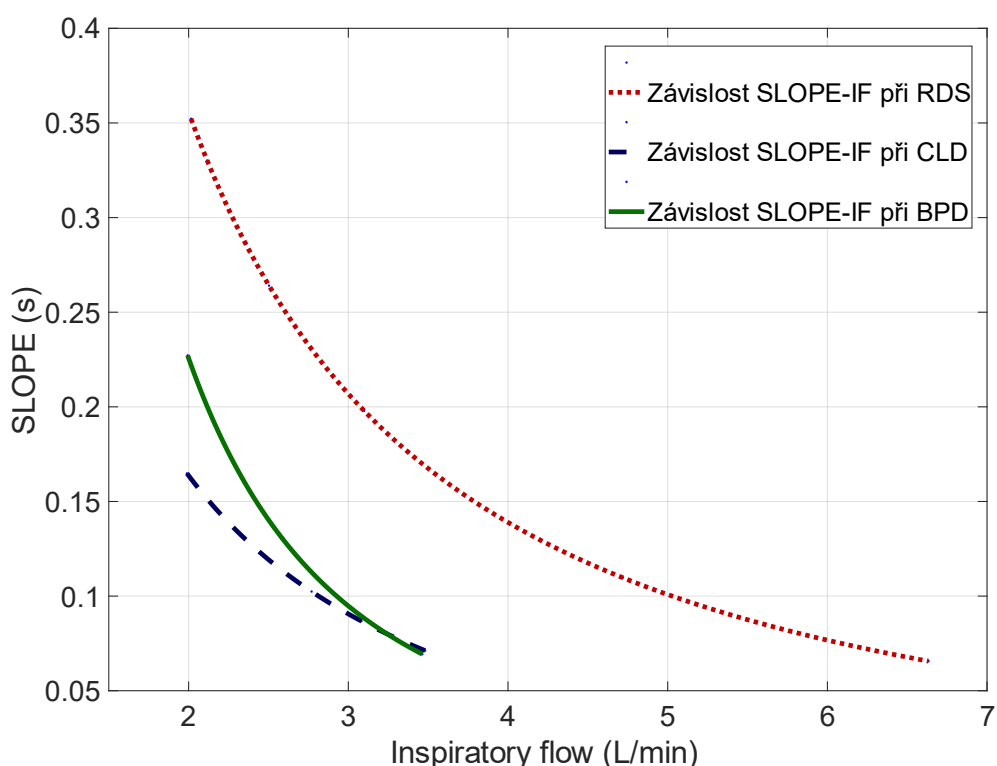
dobu nádechů. Nejkratší doby nádechů, pro které byly parametry počítány jsou určeny nejnižší hodnotou T_i , naměřenou při stanovení závislosti T_i -IF a současně i při T_i -SLOPE. Z těchto hodnot byly vypočítány a následně zobrazeny jednotlivé body, odpovídající dané hodnotě T_i . Tyto body byly následně proloženy mocninnou křivkou.

Při simulaci RDS mohou být pro výpočet použity hodnoty odpovídající dobám nádechů v rozmezí 0,22 s – 0,48 s.

Při simulaci CLD mohou být pro výpočet použity hodnoty odpovídající dobám nádechů v rozmezí 0,56 s – 0,61 s.

Při simulaci BPD mohou být pro výpočet použity hodnoty odpovídající dobám nádechů v rozmezí 0,75 s – 0,85 s.

Vypočítané hodnoty jsou uvedeny v příloze A. Při simulaci BPD bylo maximálního času dosaženo přibližně v polovině měřené škály. Poté se naměřené hodnoty T_i nemohly zvětšovat, protože byly omezené nastavenou dechovou frekvencí. Z toho důvodu jsou vyřazeny ze stanovení charakteristiky mezi SLOPE a Inspiratory flow. Zjištěné hodnoty byly následně zobrazeny v grafu 5.3.



Graf 5.3: Závislost parametru SLOPE na parametru Inspiratory flow při simulacích RDS, CLD a BPD

Předpisy zjištěných křivek jsou uvedeny v tabulce 5.5. Současně tam jsou uvedeny také hodnoty R^2 a velikosti chyb RMSE tohoto stanovení.

Tabulka 5.5: Rovnice zjištěných závislostí T_i na $SLOPE$ a přesnost jejich stanovení

| Stav | Rovnice | RMSE | R^2 |
|------|--|------------------------|-------|
| RDS | $Slope = 0,8909 \cdot IF^{-1,258} - 0,0169$ | $2,662 \cdot 10^{-10}$ | 1 |
| CLD | $Slope = 0,4352 \cdot IF^{-1,1430} - 0,0334$ | $4,202 \cdot 10^{-6}$ | 1 |
| BPD | $Slope = 0,9731 \cdot IF^{-2,0850} - 0,0037$ | $3,415 \cdot 10^{-7}$ | 1 |

5.2 Vliv průtočného odporu

V další části bylo provedeno měření dob nádechů při použití rozdílných hodnot průtočných odporů a shodného dechového objemu a poddajnosti. Jednotlivé kombinace byly označeny písmeny a jsou uvedené v tabulce 5.6.

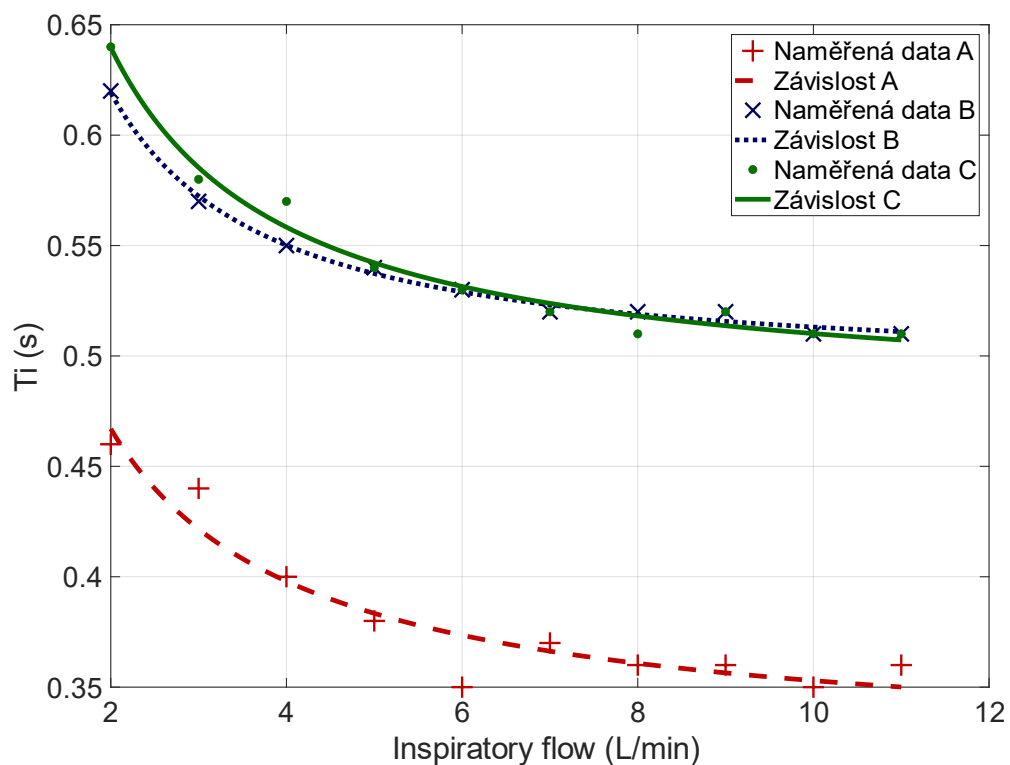
Tabulka 5.6: Označení kombinací odporů

| Označení | Kombinace odporů |
|----------|------------------|
| A | R3 + R 2,5 mm |
| B | R3 + R 2,0 mm |
| C | R4 + R 2,5 mm |

Naměřené hodnoty jsou uvedeny v příloze A. Závislost naměřených hodnot dob nádechů na průtoku byla zobrazena v grafu 5.4. Data byla obdobně jako u předchozího měření proložena mocninným trendem s přesností 95 %. Získané rovnice jsou uvedeny níže v tabulce 5.7. K proložení bylo použito prostředí MATLAB.

Tabulka 5.7: Rovnice jednotlivých křivek závislosti T_i na Inspiratory flow při různých hodnotách průtočného odporu a přesnost jejich stanovení

| Kombinace | Rovnice | RMSE | R^2 |
|-----------|--|--------|--------|
| A | $T_i = 0,2777 \cdot IF^{-0,8919} + 0,3173$ | 0,0125 | 0,9186 |
| B | $T_i = 0,2788 \cdot IF^{-1,1440} + 0,4931$ | 0,0028 | 0,9947 |
| C | $T_i = 0,3254 \cdot IF^{-1,0160} + 0,4788$ | 0,0065 | 0,9759 |

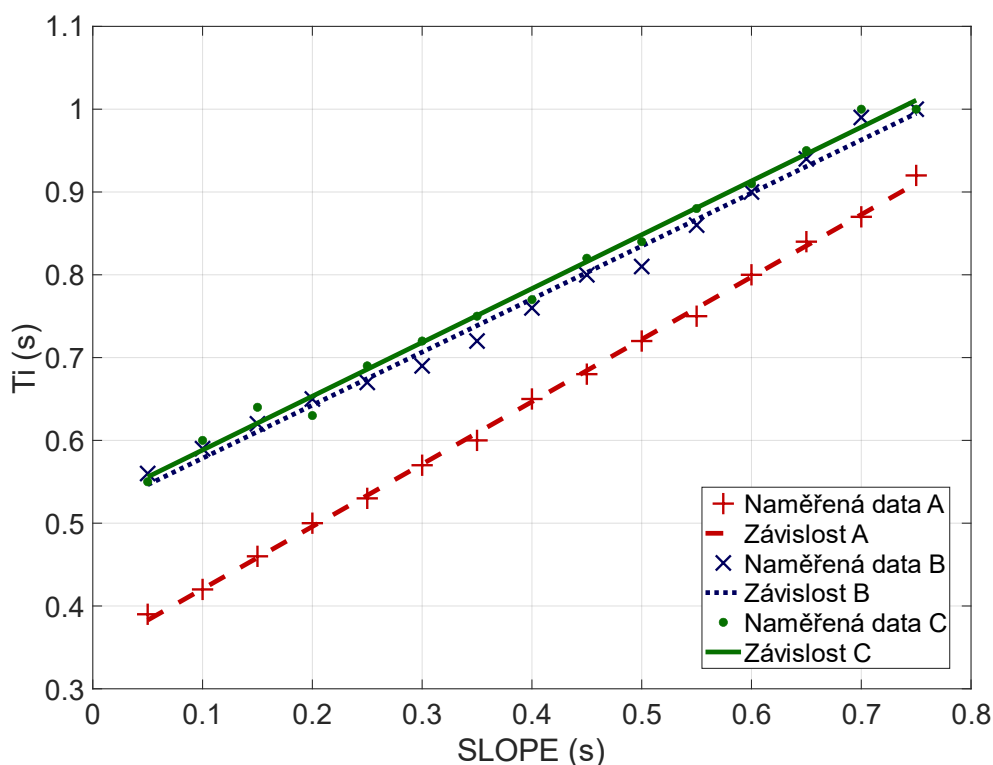


Graf 5.4: Závislost doby nádechu T_i na nastaveném průtoku Inspiratory flow při různých průtočných odporech

Následně byly zjištěny doby nádechů při nastavování parametru SLOPE. Zjištěné závislosti jsou uvedeny v grafu 5.5. Rovnice stanovených křivek jsou uvedeny v tabulce 5.8.

Tabulka 5.8: Rovnice jednotlivých křivek závislosti T_i na SLOPE při různých hodnotách průtočného odporu a přesnost jejich stanovení

| Kombinace | Rovnice | RMSE | R^2 |
|-----------|-------------------------------------|--------|--------|
| A | $T_i = 0,7536 \cdot Slope + 0,3452$ | 0,0057 | 0,9989 |
| B | $T_i = 0,6407 \cdot Slope + 0,5144$ | 0,0145 | 0,9906 |
| C | $T_i = 0,6500 \cdot Slope + 0,5233$ | 0,0124 | 0,9933 |



Graf 5.5: Závislost doby nádechu T_i na nastavení parametru SLOPE při různých průtočných odporech

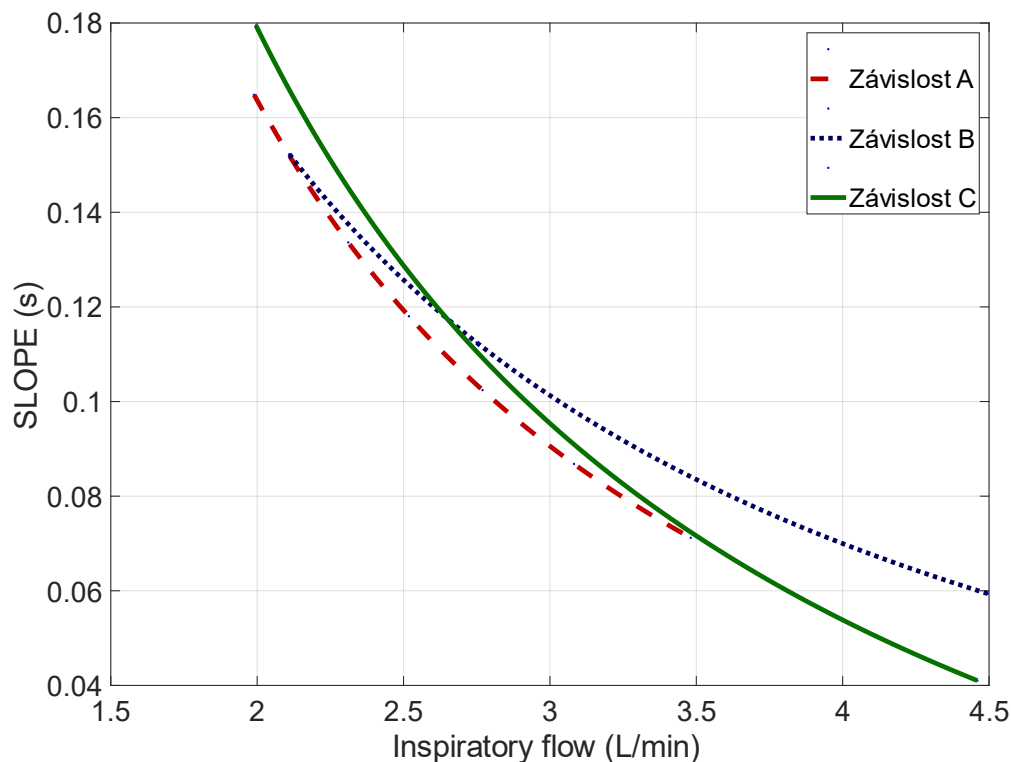
Z takto zjištěných křivek byla stanovena závislost parametru SLOPE na parametru Inspiratory flow. Na základě zjištěných křivek závislosti dob nádechů na parametrech Inspiratory Flow a SLOPE, byly stanoveny hodnoty obou parametrů odpovídající shodným dobám nádechů. Nejkratší doby nádechů, pro které byly parametry počítány jsou určeny nejnižší hodnotou T_i , naměřenou při stanovení závislosti T_i -IF i při T_i -SLOPE.

Při využití odporů R3 a R2,5 mm (kombinace A) mohou být pro výpočet použity hodnoty odpovídající dobám nádechů v rozmezí 0,39 s – 0,46 s.

Při využití odporů R3 a R2,0 mm (kombinace B) mohou být pro výpočet použity hodnoty odpovídající dobám nádechů v rozmezí 0,56 s – 0,62 s.

Při využití odporů R4 a R2,5 mm (kombinace C) mohou být pro výpočet použity hodnoty odpovídající dobám nádechů v rozmezí 0,55 s – 0,64 s.

Zjištěné křivky jsou uvedeny v grafu 5.6.



Graf 5.6: Závislost parametru SLOPE na parametru Inspiratory flow při různých hodnotách průtočného odporu

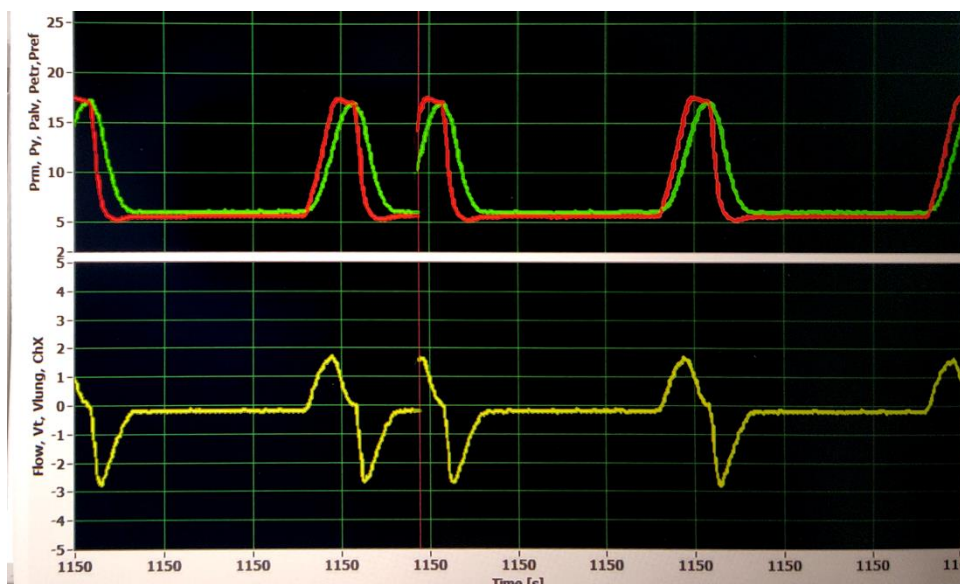
Rovnice zjištěných závislostí jsou uvedeny v tabulce 5.9.

Tabulka 5.9: Rovnice jednotlivých křivek závislosti T_i na SLOPE při různých hodnotách průtočného odporu a přesnost jejich stanovení

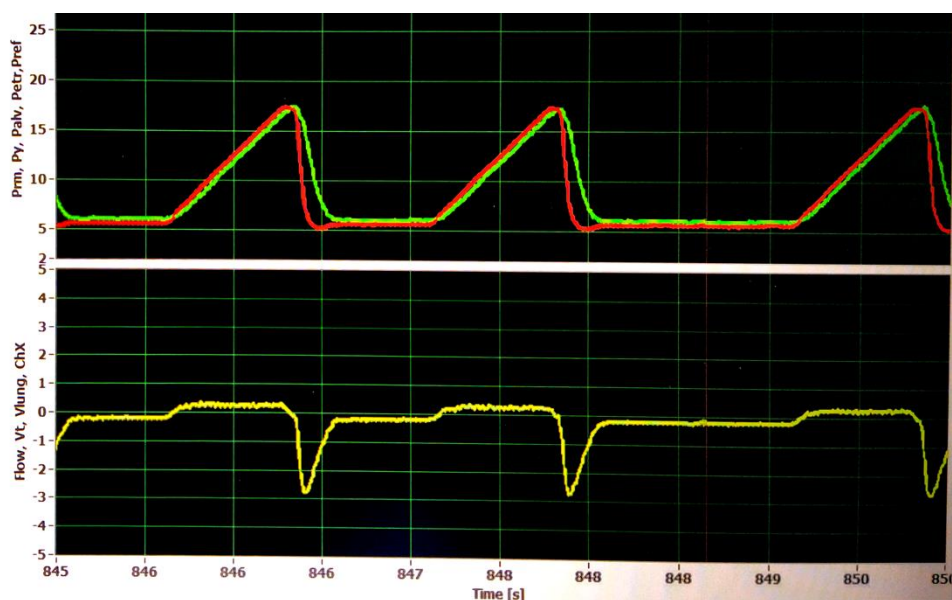
| Kombinace | Rovnice | RMSE | R^2 |
|-----------|--|-----------------------|-------|
| A | $SLOPE = 0,3685 \cdot IF^{-0,8902} - 0,0373$ | $6,765 \cdot 10^{-6}$ | 1 |
| B | $SLOPE = 0,4352 \cdot IF^{-1,1430} - 0,0334$ | $4,202 \cdot 10^{-6}$ | 1 |
| C | $SLOPE = 0,5006 \cdot IF^{-1,0160} - 0,0685$ | $1,003 \cdot 10^{-8}$ | 1 |

5.3 Časové průběhy tlaků a průtoku v průběhu měření

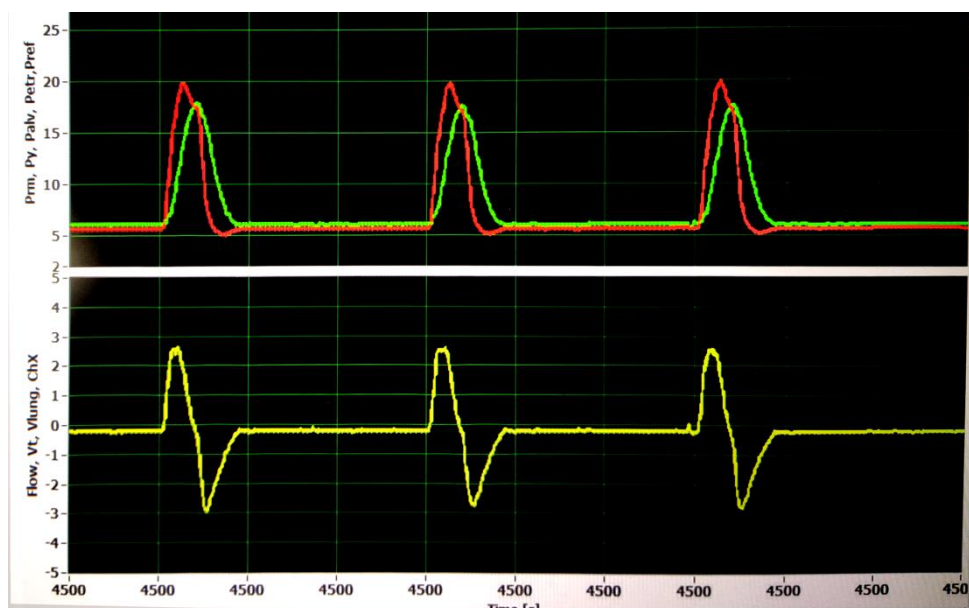
Simulátor Gina umožňuje zobrazení časových průběhů průtoku a tlaků respirační soustavou. Na obrázcích jsou uvedeny průběhy při nastavení různých hodnot SLOPE a Inspiratory flow získané ze simulátoru v průběhu simulací.



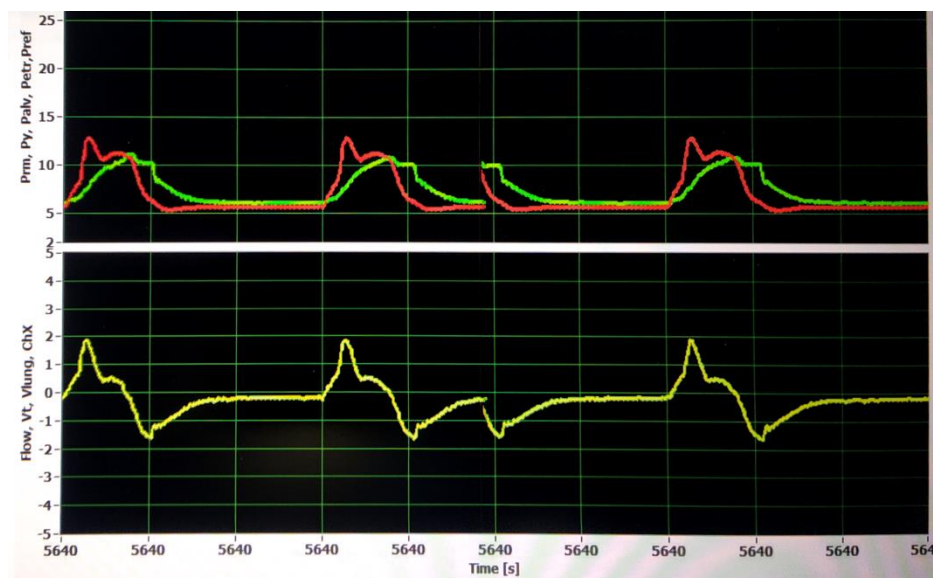
Obrázek 5.1: Průběh tlaků a průtoku při nastavení SLOPE = 0,15 s. Červená křivka představuje časový průběh tlaku na vstupu do dýchacích cest. Zelená křivka představuje průběh alveolárního tlaku. Žlutá křivka představuje časový průběh průtoku. Obrázek je získán při simulaci s využitím průtočných odporů R3 a R 2,5 mm a poddajnosti 0,3 mL/cmH₂O.



Obrázek 5.2: Průběh tlaků a průtoku při nastavení SLOPE = 0,15 s. Červená křivka představuje časový průběh tlaku na vstupu do dýchacích cest. Zelená křivka představuje průběh alveolárního tlaku. Žlutá křivka představuje časový průběh průtoku. Obrázek je získán při simulaci s využitím průtočných odporů R3 a R 2,5 mm a poddajnosti 0,3 mL/cmH₂O.



Obrázek 5.3: Průběh tlaků a průtoku při nastavení Inspiratory flow = 10 L/min.. Červená křivka představuje časový průběh tlaku na vstupu do dýchacích cest. Zelená křivka představuje průběh alveolárního tlaku. Žlutá křivka představuje časový průběh průtoku. Obrázek je získán při simulaci s využitím průtočných odporů R3 a R 2,5 mm a poddajnosti 0,3 mL/cmH₂O.



Obrázek 5.4: Průběh tlaků a průtoku při nastavení Inspiratory flow = 2 L/min.. Červená křivka představuje časový průběh tlaku na vstupu do dýchacích cest. Zelená křivka představuje průběh alveolárního tlaku. Žlutá křivka představuje časový průběh průtoku. Obrázek je získán při simulaci s využitím průtočných odporů R3 a R 2,5 mm a poddajnosti 3 mL/cmH₂O.

6 Diskuse

Mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow byl formulován nelineární vztah, prokazující mocninnou závislost. Vztah byl získán na základě aproximovaných křivek závislosti parametrů T_i na Inspiratory flow a T_i na SLOPE.

6.1 Metodika měření

Při měření byl použit neonatologický simulátor plic Gina V3.0 a neonatologický plicní ventilátor 500 VN Babylog.

Ventilátor byl použit v režimu PSV-VG. Simulátor byl použit v pasivním režimu, který nevykazuje spontánní dechovou aktivitu pacienta a simuluje pouze mechanické vlastnosti plic. Proto byly dechy, dodávané ventilátorem pravidelné. Režim PSV-VG je průtokově cyklován, a proto jsou doby nádechů určeny poklesem průtoku vzduchu na stanovenou hodnotu. Použitý ventilátor ukončuje nádech při poklesu průtoku na 15 %. [16] Při měření ventilátorem, využívajícím jinou hodnotu, by mohlo dojít k získání jiných výsledků.

Ventilátor standardně měří poddajnost a průtočný odpor ventilovaných plic. Tyto hodnoty byly v průběhu měření kontrolovány. Bylo zjištěno, že při různém nastavení parametrů Inspiratory flow a SLOPE se mění minimálně. Tím bylo ověřeno nastavení požadovaných hodnot parametrů plicní mechaniky.

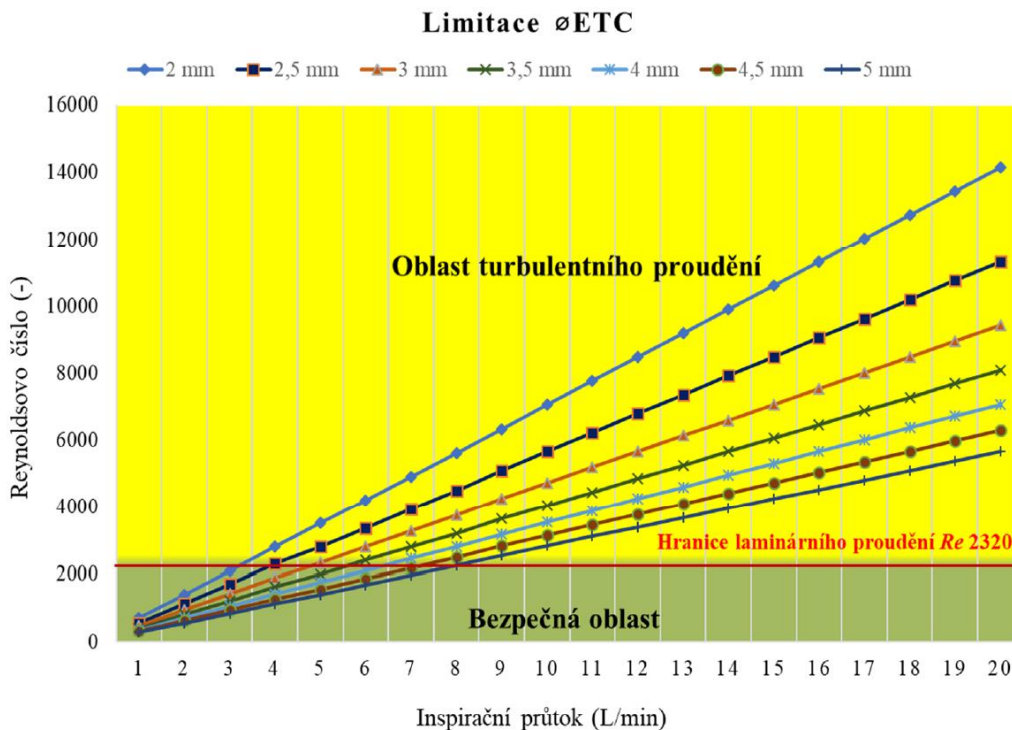
Pro simulaci byly využity dvě hodnoty nastavení interní poddajnosti: 0,3 mL/cmH₂O pro simulaci RDS a 1 mL/cmH₂O pro simulace CPD a BPD. Výrobce simulátoru poukazuje na 10% přesnost nastavení tohoto parametru. [22]. Mezi použitými hodnotami je rozdíl větší než 10 %, a proto tato odchylka nemá na měření výrazný vliv.

Průtočný odpor je v použitém simulátoru realizován jako paralelní kombinace lineárního a nelineárního odporu. Každý z odporů je nastavitelný ve čtyřech hodnotách. Pro simulace byla vybrána taková kombinace, aby výsledný průtočný odpor odpovídal hodnotám, pozorovaným v klinické praxi. Výrobce uvádí přesnost nastavení průtočného odporu 20 %. [22]

6.1.1 Průtočný odpor

Lineární průtočný odpor se vyznačuje konstantní hodnotou při různých průtocích. Naopak u nelineárního odporu dochází po překročení určité hodnoty průtoku k přechodnému až k turbulentnímu proudění vzduchu, a tím k navýšení průtočného odporu prvku s rostoucím průtokem. [23] Při měření se tento jev projevuje ustálením doby nádechu i přes navyšování hodnot průtoku. Je možné jej pozorovat na závislosti T_i na Inspiratory flow, uvedené v grafu 5.1. a na obrázku 6.2.

Nelineární průtočný odpor je v použitém simulátoru realizován endotracheální kanylou o známém průměru – v průběhu experimentu byly využity průměry 2,0 mm a 2,5 mm. Na obrázku 6.1. je znázorněn graf závislosti Reynoldsova čísla, určujícího charakter proudění, na průtoku.

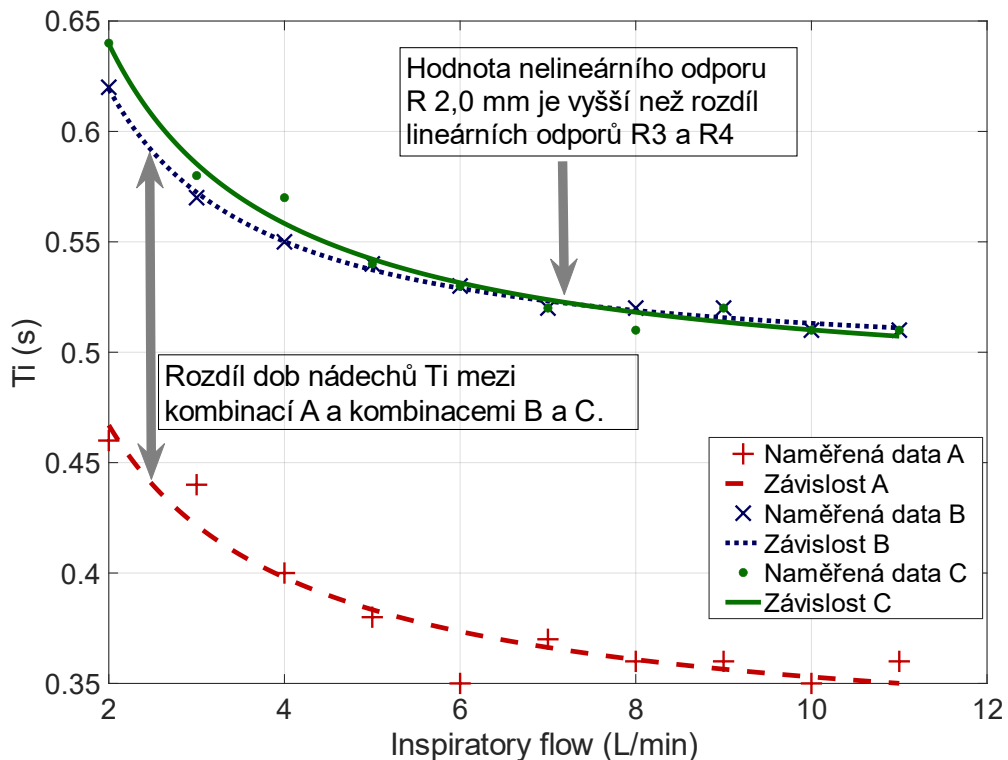


Obrázek 6.1: Znázornění limitace průměru endotracheální kanyly vzhledem k turbulentnímu proudění. Závislost změny Reynoldsova čísla na inspiračním průtoku pro komerčně vyráběné endotracheální kanyly o průměru od 2 do 5 mm. Zeleně je vyznačena bezpečná oblast laminárního proudění a žlutě je vyznačena oblast turbulentního proudění. Převzato z [26]

Z obrázku 6.1 vyplývá, že turbulentní proudění vzniká v R 2,00 mm od průtoku 3 L/min a v R 2,5 mm od 4 L/min. Z toho plyne, že turbulence vznikají ve všech kombinacích průtočných odporů, které byly pro měření použity.

Vliv průtočného odporu na závislost Ti-Inspiratory flow

Na obrázku 6.2 je zobrazena závislost mezi dobou nádechu a parametrem Inspiratory flow. Křivka A dosahuje nejnižších hodnot dob nádechu. To odpovídá i realizaci odporu, který je vzhledem k ostatním kombinacím nejnižší. Křivky odpovídající kombinaci odporů B a C jsou velmi blízko u sebe.



Obrázek 6.2: Závislost doby nádechů na Inspiratory flow při různých průtočných odporech. Křivka A představuje kombinaci odporů R3 a R 2,5 mm, křivka B představuje kombinaci odporů R3 a R 2,0 mm a křivka C kombinaci R4 a R 2,5 mm.

Kombinace B má nižší lineární a vyšší nelineární odpor než kombinace C. Při nízkých průtocích dosahuje vyšších hodnot T_i křivka C vyšších dob nádechů. To znamená, že má vyšší průtočný odpor. Při průtoku přibližně 7 L/min ji protíná křivka B. Jedná se o místo, kde hodnota nelineárního odporu R 2,0 mm vzrostla natolik, že překonala rozdíl mezi hodnotami lineárních odporů R3 a R4. To odpovídá úvaze o změně laminárního proudění na turbulentní a s tím spojený nárůst průtočného odporu.

Při hodnotách průtočného odporu vyšších než 7 L/min však mezi křivkami B a C nedochází k výrazným rozdílům v hodnotách T_i . To znamená, že při vyšších průtocích obě kombinace vykazují přibližně stejnou hodnotu průtočného odporu.

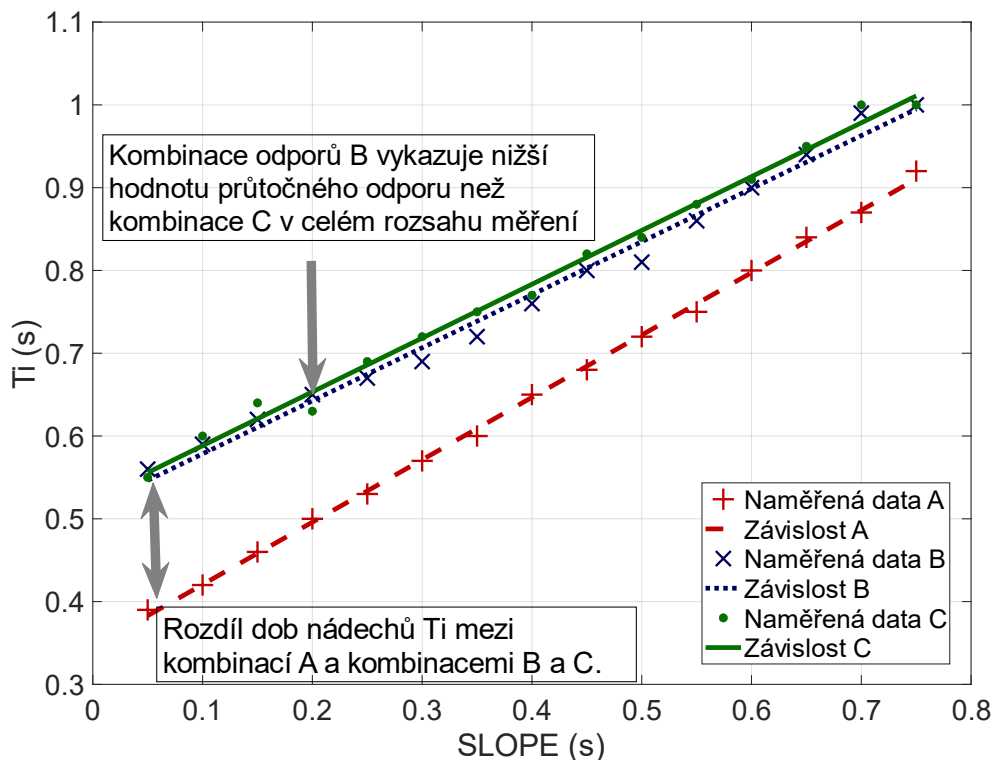
Na základě této úvahy je možné popsat funkci jednotlivých parametrů v rovnici (1), popisující vztah mezi T_i a Inspiratory flow.

Vliv průtočného odporu na závislost T_i -SLOPE

Závislost T_i na SLOPE je lineární. Křivky B a C opět nabývají podobných hodnot T_i , nicméně křivka C nabývá na celém intervalu měření nepatrně vyšších hodnot. To znamená, že nelineární průtočný odpor nedosahuje vysokých hodnot. Na základě toho je možné usuzovat, že průtok vzduchu je v průběhu SLOPE proměnný. Při tomto měření

nelze hodnotit vliv průtočného odporu, protože není známa hodnota průtoku, které bylo při daném nastavení dosaženo.

Rozdíly mezi křivkami závislostí T_i na SLOPE jsou uvedeny na obrázku 6.2.



Obrázek 6.3: Závislost doby nádechů na SLOPE při různých průtočných odporech. Křivka A představuje kombinaci odporů R3 a R 2,5 mm, křivka B představuje kombinaci odporů R3 a R 2,0 mm a křivka C kombinaci R4 a R 2,5 mm.

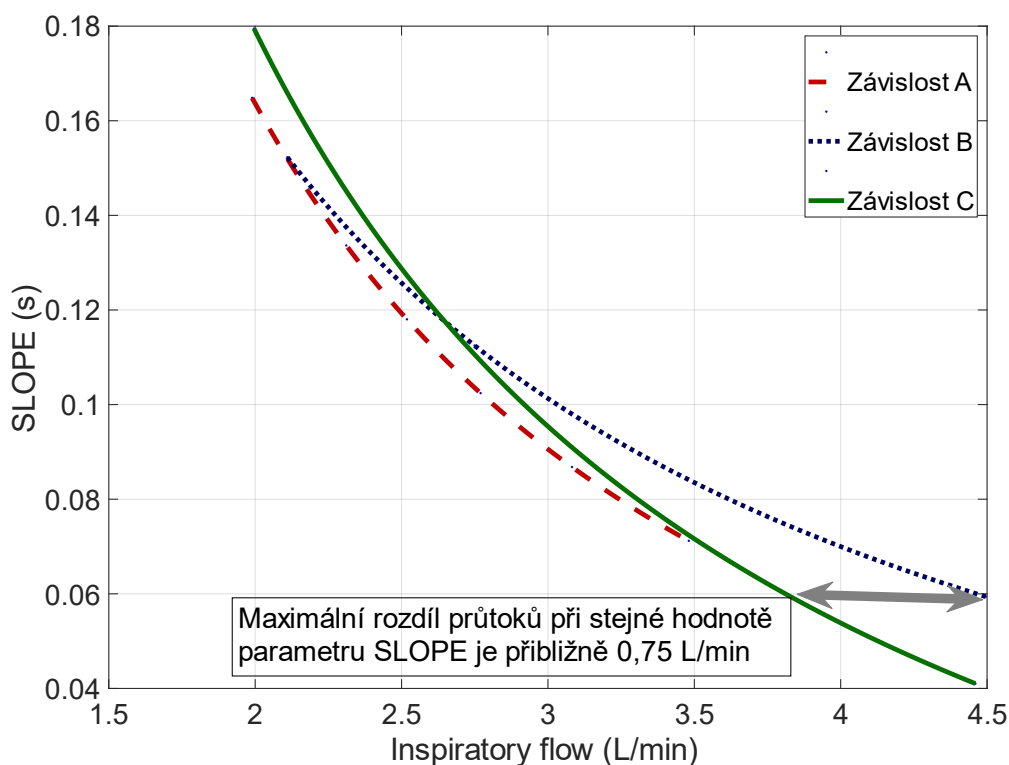
Závislost SLOPE-Inspiratory flow při různých průtočných odporech

Křivky závislosti SLOPE na Inspiratory flow jsou uvedeny v grafu 5.6 a v obrázku 6.3. Při použití vyšší hodnoty nelineárního průtočného odporu (křivka B) byla získána závislost mezi SLOPE a Inspiratory flow na užším intervalu. To je důsledkem šířky oboru hodnot T_i , získaných ze závislosti T_i na Inspiratory flow. Křivka C má tento interval nejširší, a proto je její závislost mezi SLOPE a Inspiratory flow na nejširším rozsahu hodnot Inspiratory flow.

I přes značné rozdíly naměřených dob nádechů při různých odporech jsou křivky závislosti SLOPE na Inspiratory flow (A, B, C) velmi podobné. Při shodné hodnotě parametru SLOPE vykazují nejvyšší rozdíl v průtoku přibližně 0,5 L/min. Na ventilátoru byl parametr Inspiratory flow nastavován s krokem 1 L/min. Z toho důvodu je možné

považovat provedené měření, při kterém byla hodnota průtočného odporu nastavována s odchylkou 20 %, za dostatečně přesné.

Z toho důvodu je vliv průtočného odporu při tomto měření zanedbatelný. Podstatné rozdíly by mohly nastat při vysokých hodnotách průtoků. Získaná závislost je však omezena použitím jednotného nastavení ventilačního režimu, a proto není možné stanovit charakteristiku na širším intervalu.



Obrázek 6.4: Závislost SLOPE na Inspiratory flow při různých průtočných odporech. Křivka A představuje kombinaci odporů R3 a R 2,5 mm, křivka B představuje kombinaci odporů R3 a R 2,0 mm a křivka C kombinaci R4 a R 2,5 mm.

6.2 Limitace měření

Měření bylo omezeno nastavením ventilátoru. Při dechové frekvenci 40 BPM ventilátor neumožňuje dobu nádechu delší než 1 s. Při nastavení vysoké hodnoty SLOPE bylo v průběhu některých simulací této hodnoty dosaženo ještě před proměřením všech hodnot SLOPE. Získané hodnoty proto neodpovídaly závislosti mezi T_i a SLOPE. Z toho důvodu nebyly použity pro formulaci závislosti mezi T_i a SLOPE. Závislosti T_i na SLOPE však obsahovaly širší rozsah hodnot T_i , a proto toto omezení nepředstavovalo velký vliv na získané závislosti mezi SLOPE a Inspiratory flow.

Výraznější vliv představovaly nízké intervaly hodnot T_i , kterých nabývají závislosti T_i na Inspiratory flow. Toto omezení je způsobeno fyzikálním principem dodávky dechového objemu. Interval T_i je ovlivněn například průtočným odporem, nicméně na základě získaných dat není možné tento vliv blíže popsat. Dalšími faktory, které mohou dobu nádechu ovlivnit je použitý dechový objem a poddajnost respirační soustavy.

Měření proběhlo s využitím plicního ventilátoru, používaného ve VFN v Praze. Bakalářská práce byla zpracována v průběhu epidemie onemocnění Covid-19. Z toho důvodu bylo využití plicního ventilátoru pro simulaci časově omezené a nebylo možné měření opakovat.

6.3 Zjednodušení experimentu oproti klinické praxi

Celý experiment proběhl s využitím suchého vzduchu o okolní teplotě (20 °C). V klinické praxi je při umělé plicní ventilaci využíván zvlhčovač, který vzduch ohřívá a dodává vodní páru. Tím se mění jeho fyzikální vlastnosti, jako je například hustota. V důsledku toho může nastat jiný charakter proudění než v průběhu experimentu. [24] Druhým důsledkem zapojení zvlhčovače je navýšení objemu dýchacího okruhu. Tím se zvýší hodnota poddajnosti celého systému, která může ovlivnit závislost mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow.

Na základě křivek získaných v grafu 5.3 závislosti parametru SLOPE na parametru Inspiratory flow při simulacích RDS, CLD a BPD je možné usuzovat, že vzájemný vztah mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow ovlivňují nejen parametry plicní mechaniky, ale také použitý dechový objem. Na základě naměřených dat proto nelze předvídat charakteristiku pro jiné dechové objemy, než které byly naměřeny.

6.4 Vztah této práce k dalšímu výzkumu

V dalším měření je třeba ověřit vliv poddajnosti a použitého dechového objemu na získanou charakteristiku.

Pomocí použitého simulátoru je možné zobrazit časové průběhy tlaků a průtoku v respirační soustavě pacienta. Vzhledem k rozsahu této práce však nebylo časově možné tyto informace zpracovat.

K ověření vlivu nastavení SLOPE byla publikována práce, popisující při nastavení nízkých hodnot parametru SLOPE vznik tlakových špiček v proudící směsi. Práce předpokládá, že tyto tlakové špičky mohou ovlivnit efektivitu alveolární ventilace. Během realizovaného experimentů však byl použit flow senzor s nízkou snímací frekvencí. Z toho důvodu nebylo možné tento fenomén zobrazit. [25]

Při výběru flow senzoru s dostatečně vysokou vzorkovací frekvencí by bylo možné tento fenomén ověřit. Ideální řešení by představovalo zobrazení průtoku na vstupu a

uvnitř respirační soustavy, pomocí vhodného flow senzoru a vhodného plicního simulátoru. U simulátoru Gina V3.0 nebyla vzorkovací frekvence flow senzoru zjištěna.

Pomocí plicního simulátoru bylo možné zobrazit křivky časového průběhu průtoku a tlaků v plicích a na vstupu do dýchacích cest. Na zobrazených křivkách, získaných měřením s dechovou frekvencí 40 BPM, průběh alveolárního tlaku přibližně kopíruje průběh tlaku na vstupu do dýchacích cest. Proto je možné závislost získanou při měření s touto dechovou frekvencí aplikovat na metody konvenční plicní ventilace.

7 Závěr

Na základě navrženého experimentu byla stanovena inverzní a nelineární závislost mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow. Trend odpovídá mocninné funkci. Z toho důvodu při nízkých hodnotách Inspiratory flow dochází k výrazným změnám parametru SLOPE. Nastavení vysokých hodnot parametru SLOPE je proto jemnější než nastavení nízkých hodnot Inspiratory flow. Závislost je zobrazena v grafu 5.3.

Křivky závislosti jednotlivých onemocnění se liší nejen svým tvarem, ale také intervalem, na kterém byly stanoveny. To je důsledek malého rozsahu dob nádechů v závislosti T_i na Inspiratory flow. Na základě tohoto měření není možné jednoznačně identifikovat důvod tohoto jevu, a proto je třeba se mu věnovat v dalším výzkumu.

Během experimentu byl využit simulátor Gina V3.0, umožňující nastavení průtočného odporu s možnou odchylkou 20 %. Vliv této nepřesnosti byl prověřen. Bylo zjištěno, že hodnota průtočného odporu ovlivňuje výslednou křivku. Vzhledem k velkým krokům, na kterých je možné na ventilátoru Babylog VN500 nastavit parametr Inspiratory flow je tento vliv zanedbatelný.

Pro přesnější formulaci vztahu mezi parametry SLOPE a Inspiratory flow je třeba zjistit vliv poddajnosti respirační soustavy a použitého dechového objemu na získanou závislost. Další neznámou v této práci představuje časový průběh průtoku v respirační soustavě při nastavení parametru SLOPE.

Seznam použité literatury

- [1] KOPŘIVOVÁ, Lenka. *Péče o nezralého novorozence dříve a dnes*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta. Vedoucí práce Miluše Kulhavá.
- [2] GOMELLA, Tricia Lacy, M. Douglas CUNNINGHAM, Fabien G. EYAL a Karin E. ZENK, ed. *Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases, and drugs*. 5th ed. New York, N.Y.: Lange Medical Books/McGraw-Hill, Medical Publ. Division, 2004. Lange clinical manual. ISBN 0-07-138918-0. ISSN 0697-6295.
- [3] DONN, S. *Neonatal ventilators: how do they differ?*. **2009**(284), 73-78. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1038/jp.2009.23>
- [4] DOSTÁL, Pavel. *ZÁKLADY UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACE*. 4. rozšířené vydání. Praha: Maxdorf s.r.o., nakladatelství odborné literatury, 2018. ISBN 978-80-7345-562-0.
- [5] ANTOINE, Jasmine. Neonatal ventilation basics. In: *Don't Forget the Bubbles* [online]. [cit. 2020-10-30]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.31440/DFTB.19875>
- [6] KLINGENBERG, C., K. WHEELER a P. DAVIS. A practical guide to neonatal volume guarantee ventilation: Neonatal volume guarantee ventilation. In: *Journal of Perinatology*. 2011, s. 11. ISSN 575–585. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1038/jp.2011.98>
- [7] *Nedoklubko* [online]. Praha: Nedoklubko z.s. [cit. 2021-04-02]. Dostupné z: <https://www.nedoklubko.cz/predcasny-porod-zakladni-informace/>
- [8] STRAŇÁK, Zbyněk, Marcela ČERNÁ a Petra ŠAŇÁKOVÁ. *Donošený novorozenec pro sestry z novorozeneckých oddělení, Díl I, Patologické stavy u donošených novorozenců* [online]. 1. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, Ruská 85, Praha 10, 2015 [cit. 2020-10-16]. Dostupné z: <https://www.ipvz.cz/seznam-souboru/2367-donoseny-novorozenec-pro-sestry-z-novorozeneckych-oddeleni-dil-1.pdf>. Výukový materiál. Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, Ruská 85, Praha 10.

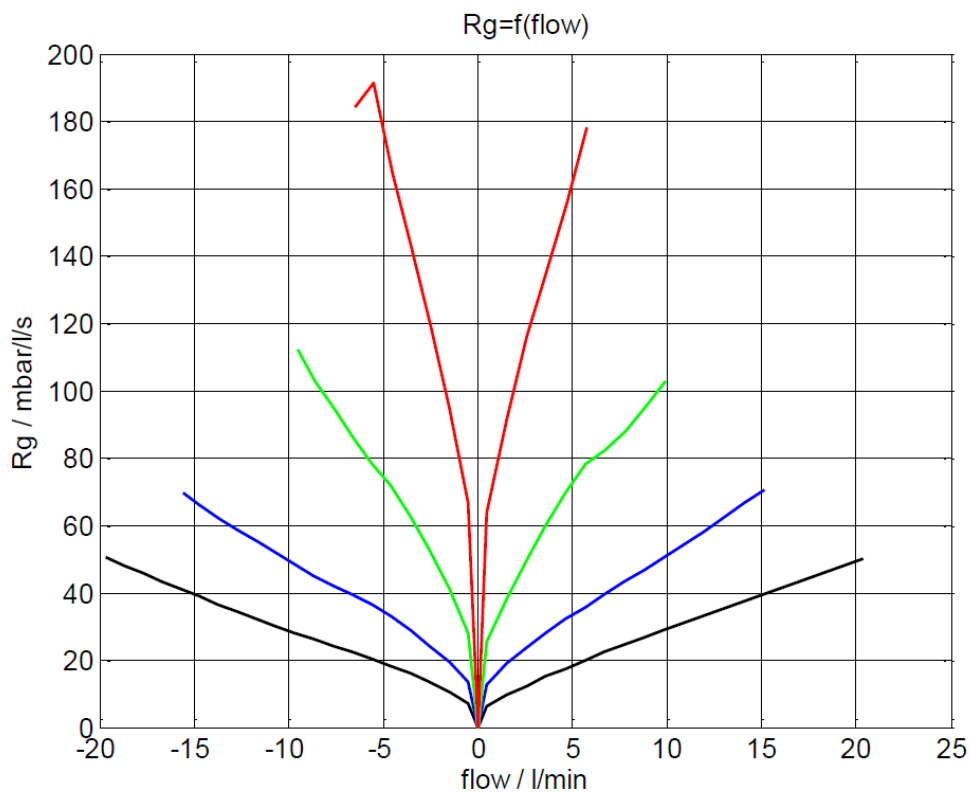
- [9] VESELÝ, Ondřej. *Téma: Syndrom dechové tísně novorozenců* [online]. In: . [cit. 2020-10-17]. Dostupné z: <http://pfyziolklin.upol.cz/?p=851>
- [10] ZIMOVÁ-HERKNEROVÁ, Magdalena. *Příspěvek k problematice bronchopulmonální dysplázie*. Praha, 2008. Disertační práce. 1. lékařská fakulta, Univerzita Karlova.
- [11] JENSEN, DYSART a GANTZ. The Diagnosis of Bronchopulmonary Dysplasia in Very Preterm Infants: An Evidence-based Approach. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. American Thoracic Society, 2019, , 751-759. Dostupné z: doi:10.1164/rccm.201812-2348OC
- [12] DOC. MUDR. PAVEL DOSTÁL, PH.D., MBA, A KOLEKTIV;. *ZÁKLADY UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACE, 4. rozšířené vydání*. Praha: Maxdorf s.r.o., nakladatelství odborné literatury, 2018.
- [13] ACUTRONIC. *Fabian +nCPAP evolution and Auxiliary Systems Instructions for Use, Software Version 5.1.x: Ventilation Beyond Limits* [online]. Hirzel, Švýcarsko: ACUTRONIC Medical Systems AG, 2019 [cit. 2021-05-05]. Ref: 122003.EN. Dostupné z: www.acutronic-medical.ch
- [14] ACUTRONIC MEDICAL SYSTEMS AG, Ventilation Beyond Limits. *Fabian Therapy evolution SW 5.0: Instructions for use* [online]. Hirzel, Švýcarsko, 2018 [cit. 2020-11-01]. Dostupné z: <https://www.bartshealth.nhs.uk/download.cfm?doc=docm93jjm4n8154.pdf&ver=13215>
- [15] GE HEALTHCARE. *CARESCAPE™ R860: User's Reference Manual, Software Revision 10* [online]. Madison, Spojené státy [cit. 2020-11-01]. Dostupné z: <https://www.scribd.com/document/452600408/Carescape-R860-User-s-reference-manual-10-X-UM-2065490-001-J>
- [16] DRÄGERWERK AG & CO. *Instructions for Use Infinity Acute Care System: Babylog VN500 Ventilation Unit SW 2.n* [online]. Lübeck, Německo, 2009 [cit. 2020-11-01]. Dostupné z: <https://www.draeger.com/Library/Content/babylog-vn500-sw-2n-ifu-9038982-en.pdf>
- [17] MAQUET MEDICAL SYSTEMS. *SERVO-n® Ventilation: DATASHEET* [online]. Wayne, NJ, USA: Maquet, Rastatt [cit. 2021-04-03]. MCV00038305 REVA. Dostupné z: www.maquetusa.com

- [18] DEDEN, Karin. *Ventilation modes in intensive care* [online]. Lübeck, Německo: Drägerwerk AG & Co. KGaA, 2015 [cit. 2020-12-17]. ISBN 90 66 477. Dostupné z: doi:15.11.5
- [19] RÁFL, Jakub a Karel ROUBÍK. *Fyzické modely respirační soustavy a možnosti jejich využití*. In: . Lékař a technika, 2009.
- [20] SÝKOROVÁ, Petra. *Simulátor plic novorozence*. Kladno, 2018. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- [21] INGMAR MEDICAL, LTD. *ASL 5000 User's manual* [online]. 1. Pittsburgh, USA: © IngMar Medical, Ltd., 2016 [cit. 2021-04-03]. ISO9001: 2008 certified. Dostupné z: www.ingarmed.com
- [22] *Gina Neonatal Active Lung Model: Instruction manual Gina V3.0* [online]. 3.1. Drážďany, Německo: Dr. Schaller Medizintechnik, 2019 [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: www.schaller-mt.de
- [23] ROUBÍK, Karel a Jakub RÁFL. *Poddajnost a rezistance v rigidních modelech respirační soustavy: ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství* [online]. In: . s. 13 [cit. 2020-10-18]. Dostupné z: https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1972/prednasky/17P_BBSPT_20170507_150631_299fa0bb225228d6dd30a9e86b607a25.pdf
- [24] JANÍČEK, Martin. *SODÍKOVÝ PAROGENERÁTOR PRO EXPERIMENTÁLNÍ STEND*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Hugo Šen.
- [25] CHONG, David, Sabrina KAYSER, Eniko SZAKMAR, Colin J. MORLEY a Gusztav BELTEKI. Effect of pressure rise time on ventilator parameters and gas exchange during neonatal ventilation. *Pediatric Pulmonology* [online]. Wiley Periodicals, Inc., **2020**(55), 1131–1138 [cit. 2021-04-03]. Dostupné z: doi:DOI: 10.1002/ppul.24724
- [26] TRUNG BUI, Quoc. *Analýza ventilačního režimu PSV pro neonatální pacienty*. Kladno, 2018. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Petr Kudrna.

Příloha A: Požadavky na formátování práce

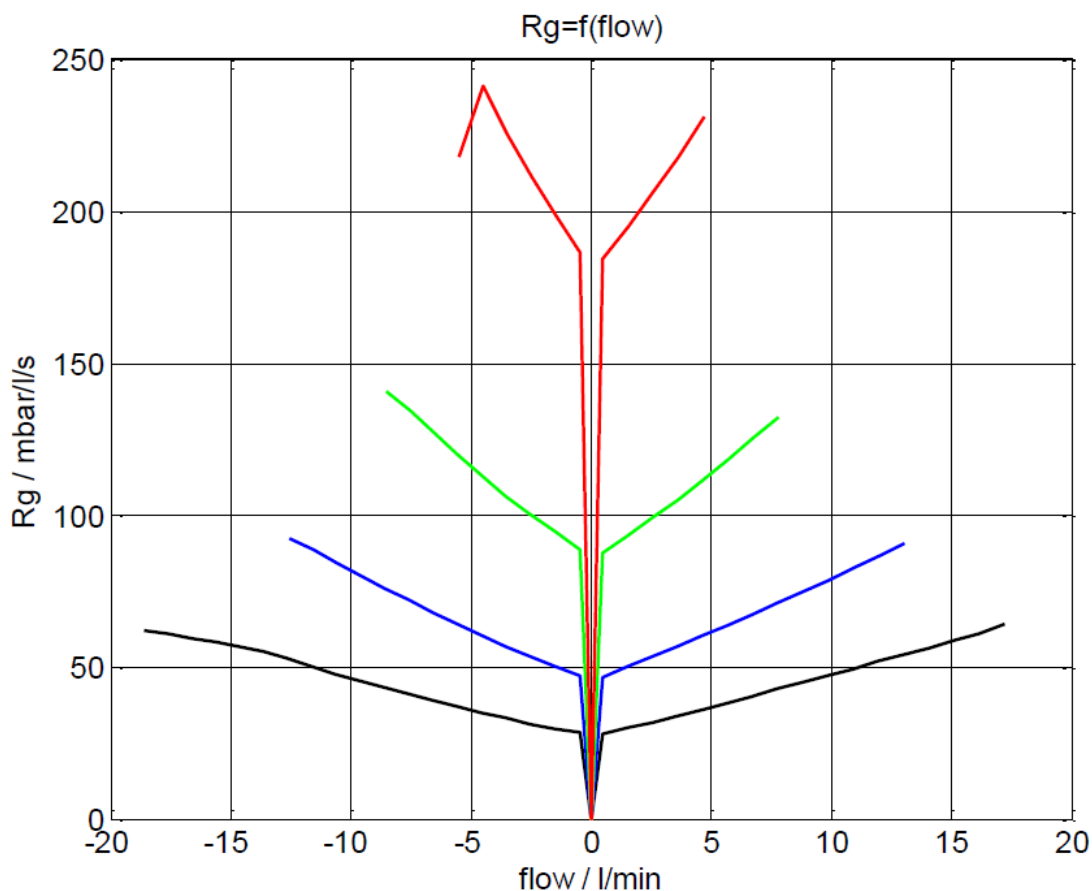
7.1 Výběr odporů pro jednotlivé simulace

Simulátor Gina V3.0 umožňuje nastavení odporů s přesností 20 %. Z toho důvodu je postačující hodnotu odporů přibližně určit z grafů vytvořených výrobcem. Celkový odpor respirační soustavy lze získat jako součet odporu dýchací trubice a odporu dýchacích cest. Odpor dýchací trubice je znázorněn v grafu 01. Červená křivka představuje R2,0, zelená křivka představuje R2,5, modrá křivka představuje R3 a černá R3,5.



Graf 0.1: Graf závislosti odporu dýchací trubice na průtoku vzduchu

V grafu 0.2 je znázorněn odpor dýchacích cest. Červená křivka představuje R4, zelená křivka představuje R3, modrá křivka představuje R2 a černá R1.



Graf 0.2: Graf závislosti odporu dýchacích cest na průtoku vzduchu

Pro odhad hodnoty odporu bude použita průměrná hodnota průtoku 5 L/min. Hodnoty těchto průtočných odporů budou shrnuty v tabulce 0.1.

Tabulka 0.1: Hodnoty průtočných odporů, nastavitelných na simulátoru Gina V 3.0

| Značení použitého odporu | R2,0 | R2,5 | R3,0 | R3,5 | R1 | R2 | R3 | R4 |
|---|------|------|------|------|----|----|-----|-----|
| Hodnota odporu (cmH ₂ O/L/s) | 160 | 75 | 35 | 18 | 40 | 60 | 120 | 240 |

Na základě těchto odhadů budou stanoveny odpory, které budou použity pro jednotlivé simulace.

Pro simulaci RDS je požadován odpor o hodnotě 150 cmH₂O/L/s. Proto bude použita kombinace odporů R2,5 a R3.

Pro simulaci CLD je požadován odpor o hodnotě 250 cmH₂O/L/s. Proto bude použita kombinace odporů R2,0 a R3.

Pro simulaci BPD je požadován odpor o hodnotě 400 cmH₂O/L/s. Proto bude použita kombinace odporů R2,5 a R4.

7.2 Odpovídající si hodnoty parametrů SLOPE a Inspiratory flow

V tabulce 0.2 jsou uvedeny hodnoty zjištěné ze závislosti parametru T_i na Inspiratory flow a parametru T_i na SLOPE při simulaci RDS.

Tabulka 0.2: Hodnoty parametrů SLOPE a Inspiratory flow při shodných dobách nádechu T_i při simulaci RDS

| T_i (s) | SLOPE | Inspiratory flow (L/min) |
|-----------|--------|--------------------------|
| 0,22 | 0,3600 | 5,5728 |
| 0,24 | 0,3782 | 5,0101 |
| 0,26 | 0,3963 | 4,5442 |
| 0,28 | 0,4145 | 4,1527 |
| 0,30 | 0,4326 | 3,8196 |
| 0,32 | 0,4508 | 3,5331 |
| 0,34 | 0,4689 | 3,2844 |
| 0,36 | 0,4870 | 3,0666 |
| 0,38 | 0,5052 | 2,8745 |
| 0,40 | 0,5233 | 2,7040 |
| 0,42 | 0,5415 | 2,5517 |
| 0,44 | 0,5596 | 2,4149 |
| 0,46 | 0,5778 | 2,2915 |
| 0,48 | 0,5959 | 2,1496 |

V tabulce 0.3 jsou uvedeny hodnoty zjištěné ze závislosti parametru T_i na Inspiratory flow a parametru T_i na SLOPE při simulaci CLD.

Tabulka 0.3: Hodnoty parametrů SLOPE a Inspiratory flow při shodných dobách nádechu Ti při simulaci CLD

| Ti (s) | SLOPE | Inspiratory flow (L/min) |
|--------|--------|--------------------------|
| 0,56 | 0,8732 | 1,0345 |
| 0,57 | 0,8796 | 1,0236 |
| 0,58 | 0,8860 | 1,0132 |
| 0,59 | 0,8924 | 1,0031 |
| 0,60 | 0,8988 | 0,9934 |
| 0,61 | 0,9052 | 0,9840 |
| 0,62 | 0,9116 | 0,9750 |

V tabulce 0.4 jsou uvedeny hodnoty zjištěné ze závislosti parametru Ti na Inspiratory flow a parametru Ti na SLOPE při simulaci BPD.

Tabulka 0.4: Hodnoty parametrů SLOPE a Inspiratory flow při shodných dobách nádechu Ti při simulaci BPD

| Ti (s) | SLOPE | Inspiratory flow (L/min) |
|--------|--------|--------------------------|
| 0,75 | 1,1811 | 1,8265 |
| 0,77 | 1,1938 | 1,7665 |
| 0,79 | 1,2064 | 1,7112 |
| 0,81 | 1,2191 | 1,6601 |
| 0,83 | 1,2318 | 1,6126 |
| 0,85 | 1,2444 | 1,5686 |

7.3 Naměřené hodnoty při ověřování vlivu průtočného odporu

Naměřené hodnoty dob nádechů při nastavování parametru Inspiratory flow jsou uvedeny v tabulce 0.5.

Tabulka 0.5: Naměřené hodnoty dob nádechů při nastavení parametru Inspiratory flow při různém nastavení průtočných odporů

| Parametr IF (L/min) | T_{iA} (s) | T_{iB} (s) | T_{iC} (s) |
|--------------------------|--------------|--------------|--------------|
| 2 | 0,46 | 0,62 | 0,64 |
| 3 | 0,44 | 0,57 | 0,58 |
| 4 | 0,40 | 0,55 | 0,57 |
| 5 | 0,38 | 0,54 | 0,54 |
| 6 | 0,35 | 0,53 | 0,53 |
| 7 | 0,37 | 0,52 | 0,52 |
| 8 | 0,36 | 0,52 | 0,51 |
| 9 | 0,36 | 0,52 | 0,52 |
| 10 | 0,35 | 0,51 | 0,51 |
| 11 | 0,36 | 0,51 | 0,51 |

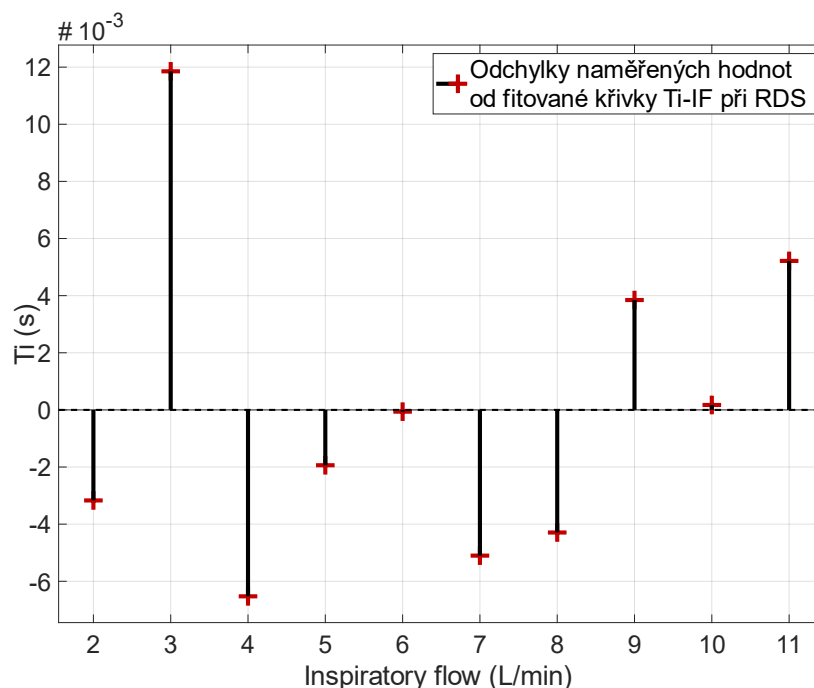
Naměřené hodnoty dob nádechů při nastavování parametru SLOPE jsou uvedeny v tabulce 0.6.

Tabulka 0.6: Naměřené hodnoty dob nádechů při nastavení parametru SLOPE při použití různých hodnot průtočného odporu

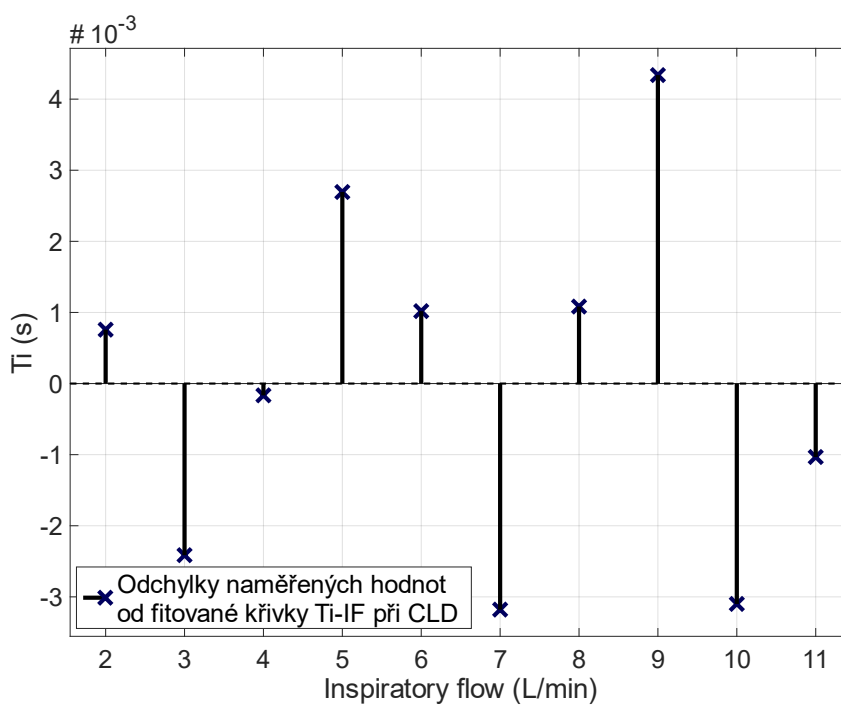
| Parametr <i>SLOPE</i> (s) | T_{iA} (s) | T_{iB} (s) | T_{iC} (s) |
|------------------------------|--------------|--------------|--------------|
| 0,05 | 0,39 | 0,56 | 0,55 |
| 0,10 | 0,42 | 0,59 | 0,60 |
| 0,15 | 0,46 | 0,62 | 0,64 |
| 0,20 | 0,50 | 0,65 | 0,63 |
| 0,25 | 0,53 | 0,67 | 0,69 |
| 0,30 | 0,57 | 0,69 | 0,72 |
| 0,35 | 0,60 | 0,72 | 0,75 |
| 0,40 | 0,65 | 0,76 | 0,77 |
| 0,45 | 0,68 | 0,80 | 0,82 |
| 0,50 | 0,72 | 0,81 | 0,84 |
| 0,55 | 0,75 | 0,86 | 0,88 |
| 0,60 | 0,80 | 0,90 | 0,91 |
| 0,65 | 0,84 | 0,94 | 0,95 |
| 0,70 | 0,87 | 0,99 | 1,00 |
| 0,75 | 0,92 | 1,00 | 1,00 |

Příloha B:

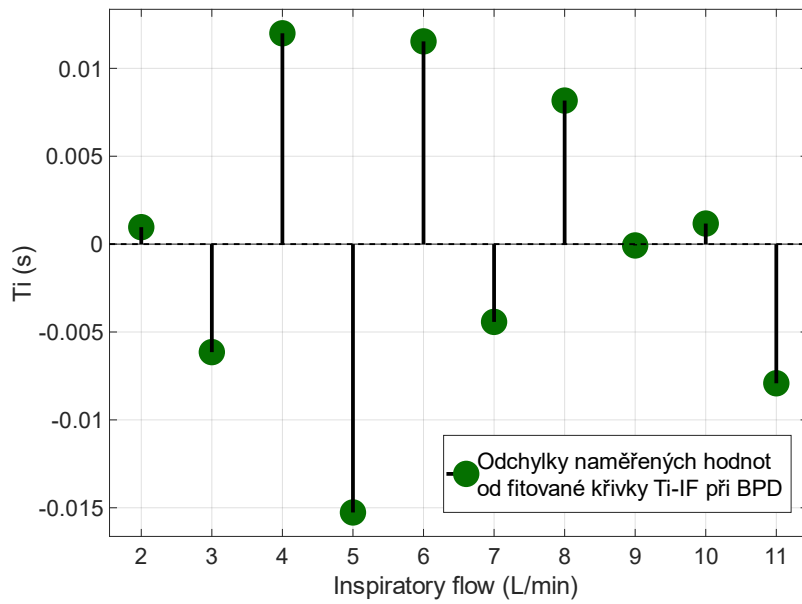
Pro všechny závislosti T_i – Inspiratory flow a T_i – SLOPE byly zobrazeny reziduální odchylky. Jsou zobrazeny v grafech 0.1 - 0.12.



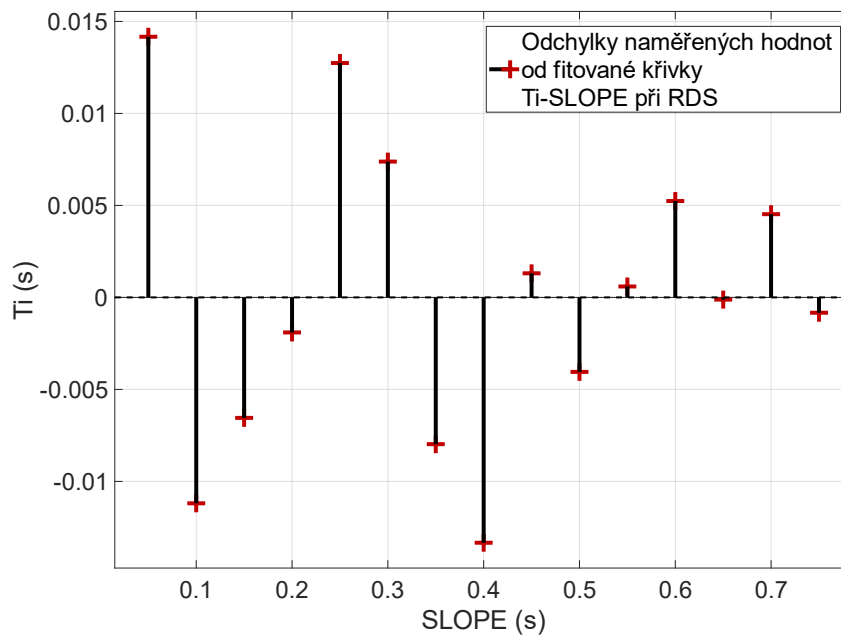
Graf 0.1: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti Ti- Inspiratory flow při simulaci RDS



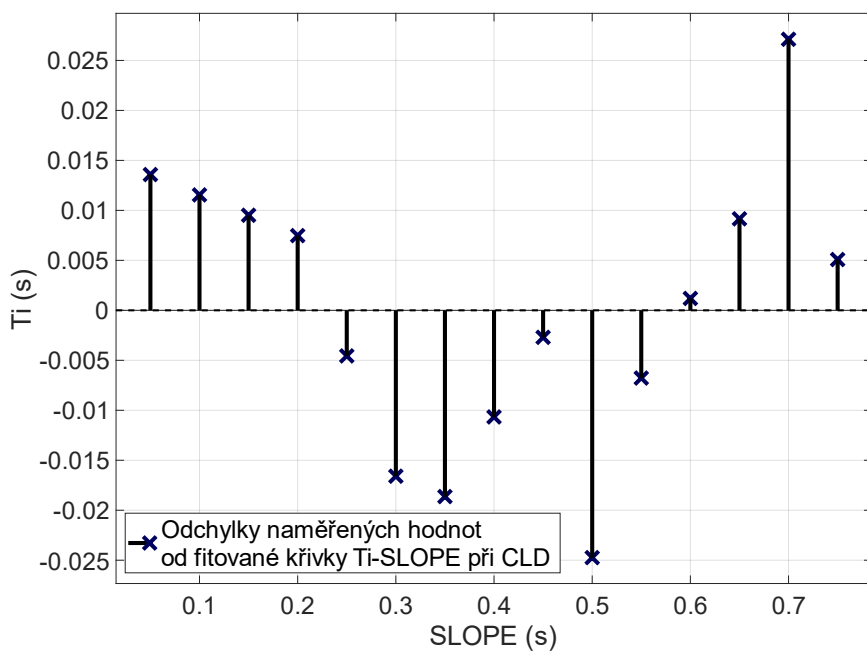
Graf 0.2: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti Ti- Inspiratory flow při simulaci CLD



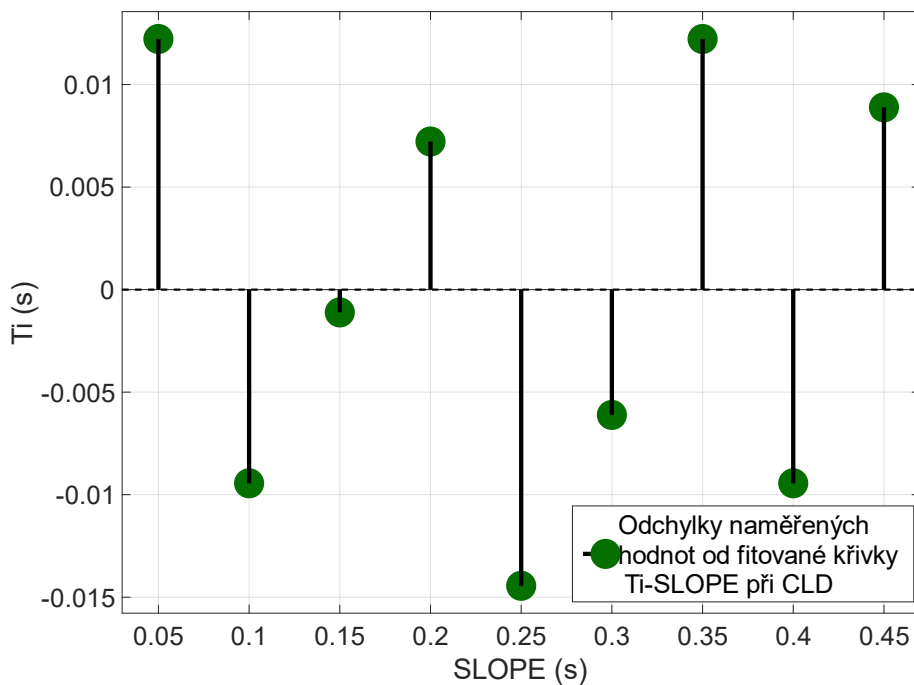
Graf 0.3: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i - Inspiratory flow při simulaci BPD



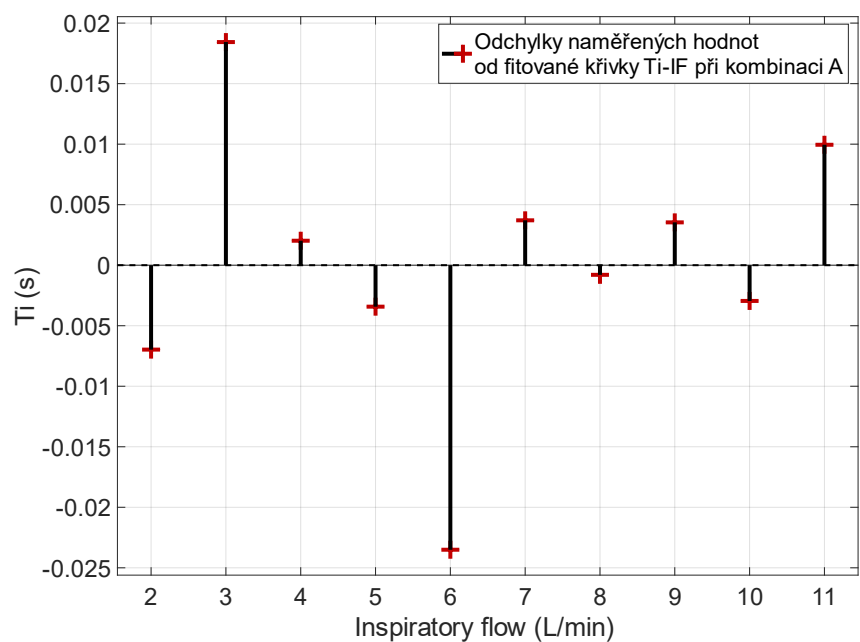
Graf 0.4: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -SLOPE při simulaci RDS



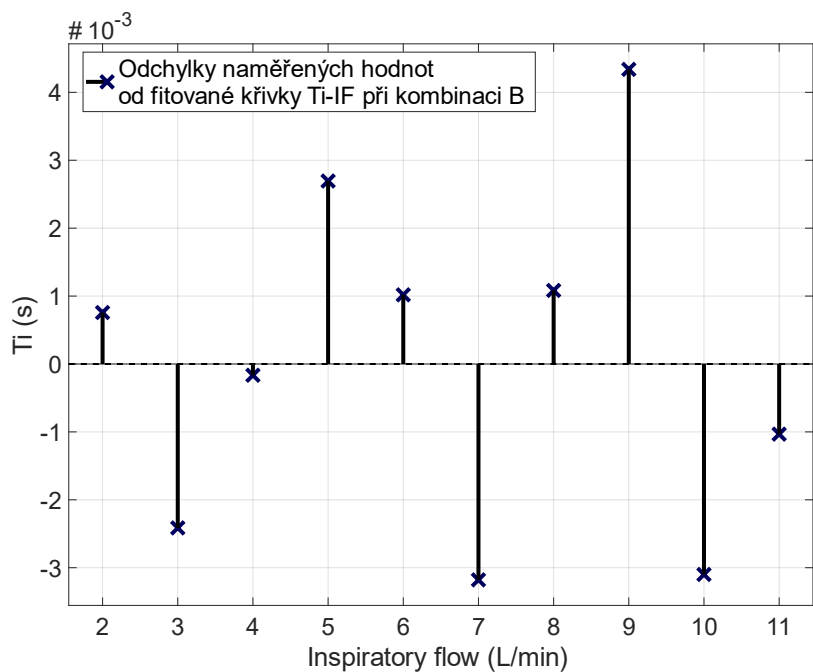
Graf 0.5: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -SLOPE při simulaci CLD



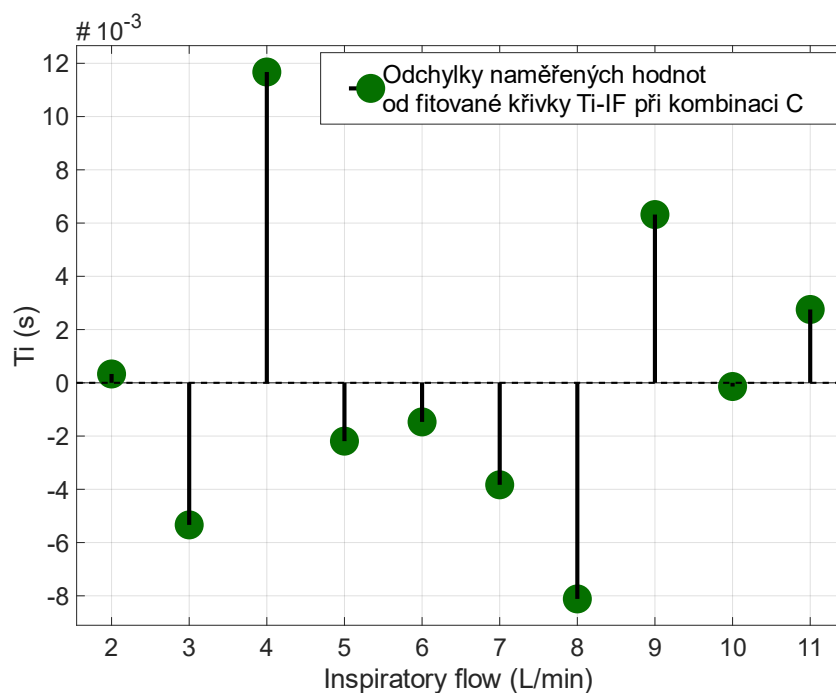
Graf 0.6: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -SLOPE při simulaci BPD



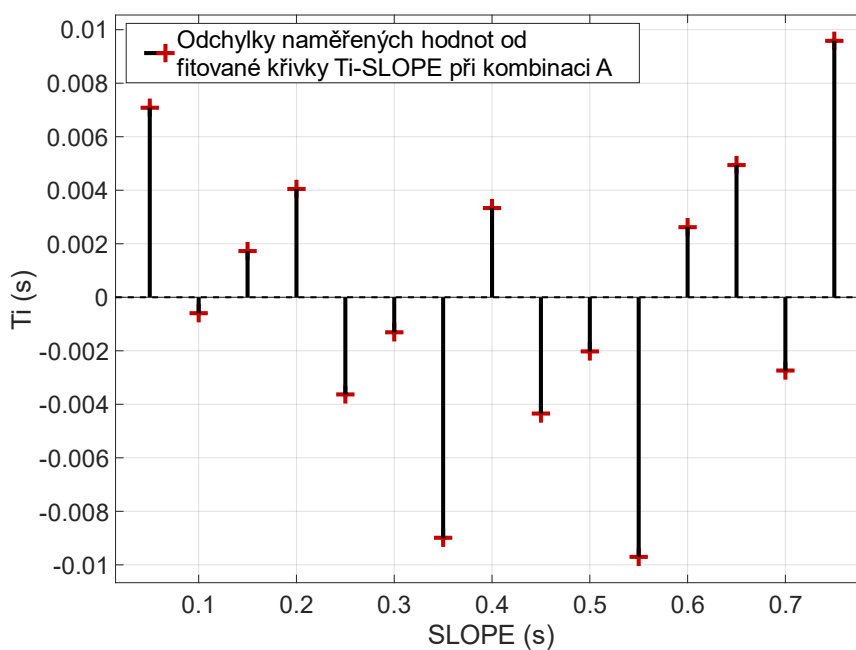
Graf 0.7: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -Inspiratory flow při kombinaci odporů A



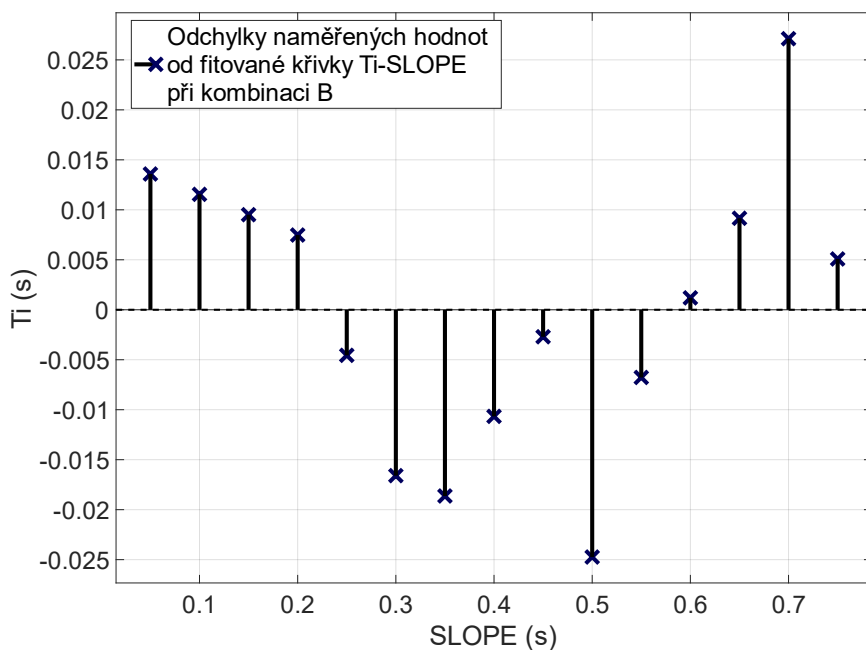
Graf 0.8: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -Inspiratory flow při kombinaci odporů B



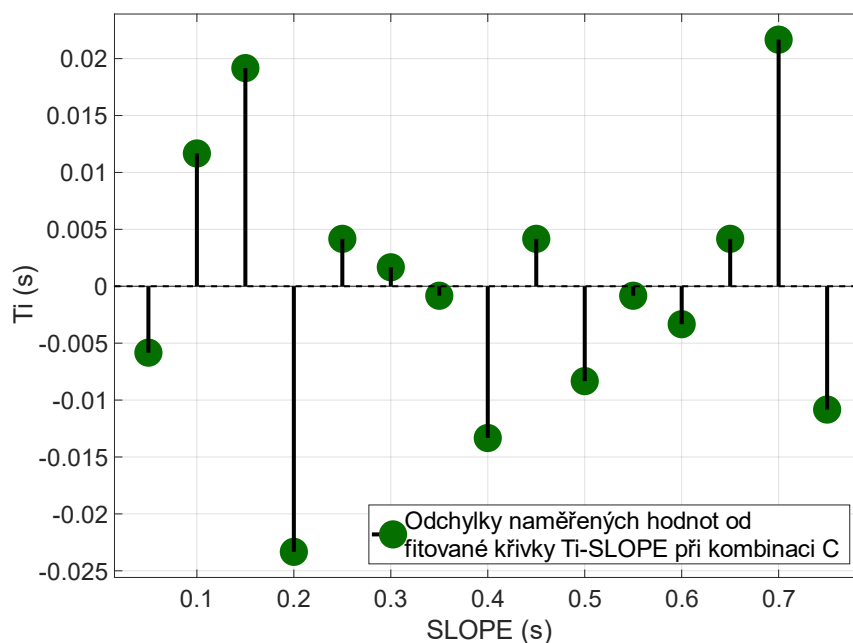
Graf 0.9: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti Ti -Inspiratory flow při kombinaci odporů C



Graf 0.10: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti Ti -SLOPE při kombinaci odporů A



Graf 0.11: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -SLOPE při kombinaci odporů B



Graf 0.12: Graf odchylek naměřených hodnot od fitované křivky závislosti T_i -SLOPE při kombinaci odporů C

Příloha D: Obsah přiloženého ZIP souboru

- createFitsflow.m.....Matlab kód
 - fitting závislosti Ti-Inspiratory flow pro simulace RDS, CLD a BPD
- createFitsslope.m.....Matlab kód
 - fitting závislosti Ti-SLOPE pro simulace RDS, CLD a BPD
- createFitsSLOPEflow.....Matlab kód
 - fitting závislosti SLOPE-Inspiratory flow pro simulace RDS, CLD a BPD
- zaklad.m.....Matlab kód
 - kód pro tvorbu grafů
- ruzne_R_Ti-flow.m.....Matlab kód
 - fitting závislosti Ti-Inspiratory flow pro hodnocení průtočného odporu
- ruzne_R_Ti-SLOPE.m.....Matlab kód
 - fitting závislosti Ti-SLOPE pro hodnocení průtočného odporu
- ruzne_R_Ti-SLOPE.m.....Matlab kód
 - fitting závislosti SLOPE-Inspiratory flow pro hodnocení průtočného odporu
- ruzny_R.m.....Matlab kód
 - kód pro tvorbu grafů
- Zadání.pdf.....PDF soubor
 - Zadání bakalářské práce
- Abstrakt.pdf.....PDF soubor
 - Abstrakt práce a klíčová slova v češtině
- Abstract.pdf.....PDF soubor
 - Abstrakt práce a klíčová slova v angličtině