



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra biomedicínské techniky

**Zpětné nasávání CO₂ do patientského okruhu HFOV
ventilátoru**

Reversesuction of CO₂ to the patient circuit of HFOV ventilator

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Richard Grünes, Ph.D.

Quoc Trung Bui

Kladno, květen 2016

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

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

Student: **Quoc Trung Bui**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Zpětné nasávání CO₂ do patientského okruhu HFOV ventilátoru**
Téma anglicky: Reversesuction of CO₂ to the patient circuit of HFOV ventilator

Zásady pro vypracování:

U vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru Sensormedics 3100 ověřte vliv zpětného nasávání exspirovaného vzduchu do inspiračního ramene ventilačního okruhu a jeho vliv na ventilaci pacienta. Měření proveďte v laboratorních podmínkách na modelu plic. U modelu plic simulujte vydechovaný CO₂.

Seznam odborné literatury:

- [1] PACHL Jan, Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí, ed. 1, Karolinum, 2003, ISBN 80-246-0479-5
- [2] Stefan Silbernagl, Atlas fyziologie člověka, ed. 6. vydání, Grada, 2004, ISBN 80-247-0630-X
- [3] Umberto Lucangelo, Paolo Pelosi, Andrea Aliverti, Walter A. Zin, Respiratory System and Artificial Ventilation, ed. 1, Springer, 2007, 282 s., ISBN 9788847007642

zadání platné do: 30.09.2017
Vedoucí: Ing. Richard Grünes, Ph.D.
Konzultant: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem

Zpětné nasávání CO₂ do patientského okruhu HFOV ventilátoru

vypracoval samostatně a veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu literatury.

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 dne

.....

Quoc Trung Bui

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce, panu Ing. Richardu Grünesovi, Ph.D., za jeho vedení, cenné rady a věnovaný mi čas při mém laboratorním měření.

Abstrakt:

Bakalářská práce se zabývá ověřením zpětného nasávání CO₂ do patientského okruhu, přesněji do inspiračního ramene, během vysokofrekvenční oscilační ventilace a jeho závislosti na nastavených ventilačních parametrech ventilátoru. Pro tento účel byly sestaveny tři různé modely patientského okruhu, na kterých bylo provedeno měření během laboratorního experimentu. K vytvoření modelu patientského okruhu byly využity mechanické testovací plíce spojené endotracheální kanylou s ventilátorem SensorMedics 3100 typu B. Zpětné nasávání CO₂ bylo měřeno po nastavení insuflace CO₂ do okruhu, tak aby v plicích byla dosažena normokapnie či hyperkapnie. Zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene bylo jasně detekovatelné a lze ho ovlivnit manipulací ventilačních parametrů ventilátoru. Výsledky této práce mohou být do budoucna užitečné pro rozvinutí strategie nastavení ventilátoru, která pomůže zamezit přetrvávání hyperkapnie.

Klíčová slova:

Vysokofrekvenční oscilační ventilace, zpětné nasávání CO₂, hyperkapnie, syndrom akutní dechové tísně, aktivní výdech

Abstract:

The bachelor thesis aims to verify the reversesuction of CO₂ to the patient circuit, specifically in to the inspiratory limb, during high-frequency oscillatory ventilation and his dependence on setting parameters of the ventilator. Three different models of the patient circuit were assembled for this purpose and used to perform the measurements during a laboratory experiment. Mechanical test lungs were utilized to create a model of the patient circuit associated with endotracheal tube and ventilator SensorMedics 3100 type B. Reversesuction of CO₂ was measured after setting the insufflation of CO₂ into the circuit to achieve normocapnia or hypercapnia in the test lungs. Reversesuction of CO₂ into the inspiratory limb was clearly detectable and can be influenced by the manipulation of the ventilatory parameters of ventilator. Results of this thesis may be useful in the future for developing a strategy for the ventilator setting, which would help to prevent persistence of hypercapnia.

Key Words:

High-frequency oscillatory ventilation, reversesuction of CO₂, hypercapnia, acute respiratory distress syndrome, active exhalation

OBSAH

ÚVOD	- 3 -
1 FYZIOLOGIE DÝCHÁNÍ.....	- 4 -
1.1 Plicní ventilace	- 4 -
1.2 Plicní objemy.....	- 4 -
1.3 Výměna a transport dýchacích plynů	- 5 -
1.3.1 Hodnoty parciálních tlaků dýchacích plynů.....	- 5 -
1.4 Parametry ventilační mechaniky	- 6 -
1.4.1 Rezistence.....	- 6 -
1.4.2 Poddajnost	- 7 -
1.4.3 Elastance.....	- 7 -
2 HFOV	- 8 -
2.1 Princip HFOV	- 8 -
2.2 Indikace HFOV	- 9 -
3 ARDS	- 9 -
3.1 Změny mechanických vlastností respiračního systému	- 9 -
3.1.1 Změny poddajnosti	- 10 -
3.1.2 Vliv plicního recruitmentu a hyperinflace na poddajnost	- 10 -
3.1.3 Změny rezistence respiračního systému.....	- 11 -
3.2 Hodnoty rezistence a poddajnosti při ARDS	- 11 -
4 PŘÍSTROJE VYUŽITÉ PŘI EXPERIMENTÁLNÍM MĚŘENÍ.....	- 11 -
4.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B	- 12 -
4.1.1 Technické parametry oscilátoru	- 13 -
4.1.2 Management nastavení HFOV	- 15 -
4.1.3 Alarmy.....	- 17 -
4.2 Mechanické testovací plíce 5600i	- 18 -
4.3 CO ₂ analyzátor anagas CD98	- 20 -
4.4 Další použité přístroje	- 21 -
5 DOSAVADNÍ STAV MĚŘENÍ ZPĚTNÉHO NASÁVÁNÍ CO₂ DO PACIENTSKÉHO OKRUHU	- 22 -

6	EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ	- 24 -
6.1	Přístroje a komponenty začleněné a použité v experimentálním měření	- 24 -
6.2	Uspořádání ověřovaného okruhu	- 24 -
6.3	Nově navržená uspořádání okruhů	- 26 -
6.3.1	Pacientský okruh s insuflací CO ₂ do plic	- 26 -
6.3.2	Pacientský okruh s insuflací CO ₂ do plic a zavedeným odporem	- 28 -
6.4	Postup při měření	- 30 -
6.4.1	Měření zpětného nasávání CO ₂ do inspiračního ramene	- 30 -
6.4.2	Měření tlaku v inspiračním rameni	- 32 -
7	VÝSLEDKY MĚŘENÍ	- 32 -
7.1	Zpětné nasávání CO ₂ do inspiračního ramene	- 32 -
7.1.1	Vzdálenost od Y-spojky	- 33 -
7.1.2	Závislost koncentrace na nastavení P _{aw}	- 35 -
7.1.3	Závislost koncentrace CO ₂ na nastavení frekvence	- 36 -
7.1.4	Závislost koncentrace CO ₂ na nastavení bias flow	- 37 -
7.1.5	Závislost koncentrace CO ₂ na nastavení ΔP	- 38 -
7.1.6	Porovnání vlivů jednotlivých parametrů na zpětné nasávání CO ₂	- 40 -
7.2	Tlak v inspiračním rameni	- 40 -
7.2.1	Tlak v inspiračním rameni v závislosti na nastavení P _{aw}	- 41 -
7.2.2	Tlak v inspiračním rameni v závislosti na nastavení ΔP	- 43 -
7.3	Porovnání insuflací CO ₂ do okruhů	- 46 -
8	DISKUZE	- 47 -
8.1	Ověření okruhu ze studie	- 47 -
8.2	Porovnání měřicích okruhů	- 48 -
8.3	Vliv ventilačních parametrů	- 50 -
8.4	Tlakové měření	- 51 -
9	ZÁVĚR	- 51 -
	SEZNAM OBRÁZKŮ	- 53 -
	REFERENCE	- 54 -
	SEZNAM PŘÍLOH	- 57 -

Úvod

Fenomén zpětného nasávání CO₂ do patientského okruhu respektive do inspiračního ramene je unikátní právě pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV). Předpokládá se, že příčinou vzniku tohoto zpětného nasávání exspirovaného vzduchu jsou negativní pulsy oscilační membrány, které vytváří podtlak v inspiračním rameni během výdechového cyklu. Motivací k vytvoření mé práce byla skutečnost, že tato problematika není doposud detailně popsána a po mém prozkoumávání jsem našel pouze studii autorského týmu z USA [1] zabývající se tímto fenoménem. Při prostudování této studie, jejímž cílem bylo potvrzení zpětného nasávání CO₂ do inspiračního ramene a zjištění jeho závislosti na nastavených ventilačních parametrech HFOV, jsem narazil na několik nejasností v postupu měření a v sestavení měřicího okruhu. Proto jsem se rozhodl experiment zopakovat a navrhnout nový způsob simulování distribuce vydechaného CO₂.

HFOV se řadí mezi nekonvenční techniky umělé plicní ventilace. Nekonvenční umělá plicní ventilace se výrazně odlišuje od ventilace konvenční, a to z hlediska způsobu výměny plynů, významu jednotlivých ventilačních parametrů, řízení ventilace i z hlediska speciálního technického zajištění ventilace a jejího monitorování.

HFOV je široce používaná protektivní ventilační strategie v pediatrické a neonatální péči, jelikož používá malé objemy. Její používání pro adolescenty a dospělé, bylo zbrzděno neadekvátním recruitmentem plic během oscilací a kvůli nedostatečnému pohánění oscilátoru [1]. Díky zvýšenému maximálnímu vstupnímu průtoku, který umožňuje přenášení vyššího středního tlaku v dýchacích cestách a silnějšímu elektromagnetu, který produkuje rychlejší akceleraci pro maximální oscilační tlak, můžeme v posledních desetiletích využívat HFOV i pro adolescenty a dospělé [2]. Indikací pro HFOV jsou obecně plicní postižení vyžadující UPV, spojená s nízkou poddajností, novorozenecký RDS, některé formy ARDS, ale i stavy selhávání konvenční ventilace, zejména při jejich vystupňovaných adverzních účincích.

Zpětné nasávání exspirovaného vzduchu do inspiračního ramene, by mohl mít negativní účinek na ventilaci pacienta, tím že zvýší celkový mrtvý prostor dýchacích cest a může tak přispět k hyperkapnii. Proto cílem mé práce je ověřit vliv nastavovaných parametrů HFOV na zpětné nasávání vydechaného CO₂ do inspiračního ramene. Provést laboratorní měření pro různá uspořádání měřicího okruhu a následně porovnat výsledky zpětného nasávání CO₂ pro tyto jednotlivá uspořádání.

1 Fyziologie dýchání

Proces dýchání je definován jako výměna dýchacích plynů, tedy kyslíku a oxidu uhličitého. Transport dýchacích plynů je zajišťován prostřednictvím krevního řečiště, konkrétně červeným krevním barvivem, hemoglobinem. Dýchání jako takové zahrnuje ventilaci čili vnější dýchání, kdy se jedná o proces výměny dýchacích plynů, který je uskutečňován mezi a plicními sklípky a atmosférickým vzduchem. Při vnitřním dýchání dochází k výměně dýchacích plynů mezi alveolami, krví, orgány a orgánovými systémy a tkáněmi. [3]

1.1 Plicní ventilace

Plicní ventilace je cyklickým dějem, kdy dochází se střídáním nádechů (inspirium) a výdechů (exspiria). Inspirium neboli nádech je dějem aktivního charakteru. Za nejdůležitější sval, který podporuje a umožňuje dýchání je bránice. Další aktivní inspirační svaly jsou zevní mezižeberní svaly. Exspirium čili výdech je dějem pasivním, při kterém se uplatňují vnitřní mezižeberní svaly. Za tzv. pomocné dýchací svaly jsou považovány ty, které jsou aktivovány v situaci tzv. kyslíkové nouze a jedná se o prsní svaly, podklíčkové svaly a kývače hlavy. Klidové dýchání je nazýváno jako eupnoe, zrychlené dýchání je tachypnoe a prohloubené dýchání je tzv. hyperpnoe. Totální zástava dechu je definována jako apnoe. Dýchání, které je namáhavého charakteru, čili dechová dušnost, se nazývá jako dyspnoe. [3]

1.2 Plicní objemy

Objem vzduchu, který je nasáván v rámci jednoho nádechu definujeme jako dechový objem. Klidový dechový objem u dospělého jedince dosahuje průměru kolem 500 ml vzduchu. Je možné jej diferencovat na vzduch v tzv. mrtvém prostoru, který tvoří 150 ml a vzduch, který je přítomen v alveolách a tvoří objem 350 ml. Za klidovou dechovou frekvenci považujeme počet vdechů 12 až 15 za jednu minutu. Po ukončení klidového výdechu je možné ještě maximálně vydechnout objem vzduchu, který má obsah kolem 1,1 litru, jedná o tzv. expirační rezervní objem. Maximálním nádechem je možné nadechnout ještě objem 2 až 3 litrů, tj. inspirační rezervní objem. Tyto tři uvedené objemy kompletně vytvářejí tzv. vitální kapacitu plic. Platí však, že ani po maximálním výdechu nejsou plíce zcela prázdné, bezvzduché. Jedná se o reziduální objem, který je tvořen 1,2 litru vzduchu. [3]

1.3 Výměna a transport dýchacích plynů

Výměna dýchacích plynů je realizována za využití prosté difúze po tlakovém spádu, tedy z místa vyššího parciálního tlaku do místa nižšího parciálního tlaku. Kyslík prostupuje, difunduje, z plicních alveolů do krevního řečiště přes tenkou alveolo - kapilární vrstvu, která je tvořena stěnami plicního sklípku, surfaktantem, kapilárami, vrstvami krevní plazmy a membránou erytrocytů. Oxid uhličitý difunduje opačným mechanismem, nežli tomu je u kyslíku.

1.3.1 Hodnoty parciálních tlaků dýchacích plynů

V atmosférickém vzduchu je parciální tlak kyslíku 21 kPa, v plicních sklípkách je parciální tlak 13,3 kPa. V odkysličené krvi, která se nachází v plicních kapilárách, se parciální tlak kyslíku pohybuje kolem 5,3 kPa, z tohoto důvodu kyslík difunduje z alveolů přímo do kapilár. Proces difúze je ukončen ve chvíli, kdy dojde k vyrovnání tlaku kyslíku mezi plicními alveoly a krví. Krev, která od plicních sklípků odtéká je opět okysličená, s hodnotou pO_2 13,3 kPa.

Parciální tlak CO_2 v atmosférickém vzduchu má hodnotu 0,03 kPa, v plicních sklípkách dosahuje hodnoty 5,3 kPa. V odkysličené krvi plicních kapilár se jedná o tlak 6,1 kPa, z tohoto důvodu CO_2 difunduje z krve do plicních alveolů. Odtékající okysličená krev má tedy stejné pCO_2 jako vzduch, který se aktuálně nachází v plicních alveolech, a to 5,3 kPa. [4]

Normokapnie dosahuje hodnot mezi 4,7 kPa a 6 kPa. Jestliže dojde k situaci zvýšení pCO_2 nad hodnotu 6 kPa a více, tak se jedná se tzv. hyperkapnií. V případě, že naopak pCO_2 klesne pod hodnoty pCO_2 4,7 kPa jedná se o stav definovaný jako hypokapnie. Hladina parciálního tlaku prezentuje úroveň ventilace. [5, 6] Pro jasnější a efektivnější přehlednost jsou hodnoty uvedeny v následující Tab. 1.

Tab. 1: Hodnoty parciálních tlaků dýchacích plynu [6].

Parciální tlaky	Hodnota [kPa]
Atmosférický pO ₂	21
Střední alveolární parciální tlak O ₂	13,3
Střední venózní parciální tlak O ₂	5,3
Normoxémie	11-13
Atmosférický pCO ₂	0,03
Střední alveolární parciální tlak CO ₂	5,3
Střední venózní parciální tlak CO ₂	6,1
Normokapnie	4,7- 6

1.4 Parametry ventilační mechaniky

Existuje velký počet režimů a způsobů umělé plicní ventilace (UPV), jejich úspěšnost a patřičné užití je však závislé na mnoha parametrech. Účinnost odlišných režimů UPV ovlivňují mimo jiné mechanické parametry respiračního systému. Dýchací systém se projevuje navenek jistými mechanickými parametry, které se mohou během UPV měnit, a tím mohou ovlivnit efektivitu UPV.

1.4.1 Rezistence

Rezistence (R) čili tzv. průtočný odpor, představuje odpor, který vytváří dýchací cesty při proudění plynů. Jedná se o dynamický parametr, který je charakterizován jako tlakový rozdíl mezi začátkem a koncem trubice při daném průtoku plynu.

$$R = \frac{\Delta p}{Q} \text{ [kPa} \cdot \text{s} \cdot \text{l}^{-1}\text{]}. \quad (1)$$

Kde Δp je rozdíl tlaků, který vytvoří na odporu průtok plynu Q . Fyziologické hodnoty se nacházejí v rozpětí 0,2-0,4 Kpa · s · l⁻¹. V případě intubace dojde k navýšení tohoto odporu na 0,4-0,6 Kpa · s · l⁻¹.

1.4.2 Poddajnost

Poddajnost (C) čili compliance je charakterizována jako určitá objemová změna, která je způsobená jednotkovou diferenciací tlaku. Jedná se o výrazně statický parametr.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} [l \cdot kPa^{-1}]. \quad (2)$$

Při umělé ventilaci plicní můžeme hodnotu celkové poddajnosti spočítat na základě hodnot dechového objemu a níže prezentovaných tlaků.

$$C = \frac{V_T}{P_{plat} - PEEP} [l \cdot kPa^{-1}]. \quad (3)$$

Kdy V_T značí exspirovaný objem, P_{plat} představuje tlak inspirační prodlevy (plateau) a $PEEP$ značí pozitivní tlak, který se objevuje v dýchacích cestách na konci výdechu.

U intubovaných pacientů, u nichž jsou přítomny normální plicní funkce, se hodnota statické poddajnosti pohybuje v rozpětí mezi hodnotami 0,5-0,7 l · kPa⁻¹.

1.4.3 Elastance

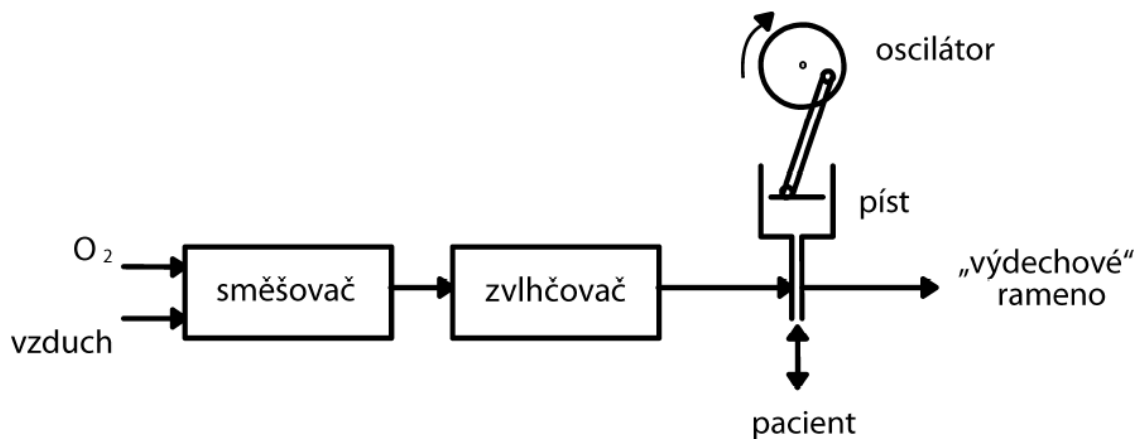
Elastance (E) čili smrštivost je veličinou, která definuje míru pružnosti dýchacího systému a tedy představuje převrácenou hodnotou poddajnosti. Prezentuje tedy tlakový účinek systému ve chvíli, kdy dojde ke změnám jeho objemu.

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V} [kPa \cdot l^{-1}]. \quad (4)$$

E představuje statickou elastanci, Δp znamená rozdíl tlaků a ΔV značí objemový rozdíl. [7]

2 HFOV

Vysokofrekvenční oscilační ventilace patří mezi nekonvenční režimy umělé plicní ventilace. Jedná se o systém, který je charakteristický tím, že generuje malé dechové objemy s poměrně vysokou frekvencí, tedy mnohem vyšší, nežli je tomu u konvenčního typu ventilace. V současné době patří HFOV mezi jednu z nejrozšířenějších nekonvenčních metod UPV, a to především v oblasti neonatologické intenzivní péči [8]. K nejvýznamnějšímu rozvoji HFOV jako důležité ventilační techniky, přispěl v 70. letech 20. století, P. P. Lunkenheimer [9]. Frekvence, která je využívána pro tuto metodu se pohybuje od 1 Hz do 50-60 Hz. V klinické praxi se ale nejčastěji užívají nižší frekvence a to 2 až 20 Hz. Za generátor tlakových změn, který zajišťuje ventilaci je považována oscilující membrána, píst nebo také přerušovač průtoku plynů. Principiální schéma oscilačního ventilátoru je uvedeno na Obr. 1, který je složen ze směšovače plynů a zvlhčovače, kde jako generátor oscilačních pulzů slouží píst. [8, 10, 11]



Obr. 1: Principiální schéma vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru. Převzato [5]

2.1 Princip HFOV

Princip HFOV je založen na základě oscilačních kmitů, které se vytvoří membránou v nízkotlakém dýchacím okruhu s trvalým prouděním. Jedná se tedy o aktivní inspirium i expirium při frekvencích 180 až 360 cyklů za minutu u dospělých a 600 až 2400 cyklů za minutu u novorozenců. Takto vytvořené dechové objemy jsou až desetkrát menší než u konvenční UPV, a tomu zároveň odpovídá i tlaková amplituda v alveolárním prostoru. Díky nízkoobjemové a tedy ohleduplné ventilaci lze výhodně použít relativně vysoký střední tlak, který umožňuje otevření kolabovaných alveolů a udržení vzdušnosti plice. Vzhledem k tomu,

že se jedná o nízkotlaký systém, nenastávají problémy se zvlhčením směsi plynů k ventilaci. Relativní problém je objemový monitoring této nekonvenční ventilace, která je závislá na měnícím se odporu dýchacích cest. Při HFOV se jedná o systém otevřený do atmosféry s nedefinovatelným směrem toku plynů a v některých případech s nedefinovatelným únikem. Protože ventilace se děje dynamikou nedefinovatelného pohybu plynů v systému otevřeném do atmosféry, nelze dobře charakterizovat tuto ventilaci objemovými veličinami. Vyhodnocování mechaniky vysokofrekvenční oscilační ventilace se tedy soustřeďuje na sledování tlaků. [8]

2.2 Indikace HFOV

- ARDS.
- Kontuzní plíce.
- Neonatologie.
- Selhávání či neúspěch konvenčního typu ventilace. [11]

3 ARDS

Syndrom akutní respirační tísně se zařazuje do stavu akutního plicního selhání. Jedná se o stav, který je terminální situací celé řady závažných chorob, která vedou k zánětu nebo ke zvýšení plicní vaskulární propustnosti, ke zvýšení tělesné hmotnosti plic a také ke ztrátám provzdušnění plicní tkáně. S tímto stavem spojená úmrtnost je poměrně vysoká, kdy se hodnoty nacházejí v rozmezí od 11 do 68 %. Nemocní obvykle umírají na následky multiorgánového selhání, nežli z důvodu hypoxémie. Hlavní kritéria pro možnost stanovení této diagnózy se vyvíjely již od primárního popisu z roku 1967 [12]. [13, 14]

3.1 Změny mechanických vlastností respiračního systému

Pro účel mého praktického měření mě především zajímají změny mechanických vlastností respiračního systému, které mohu simulovat v laboratorních podmínkách na vytvořeném modelu.

Z hlediska pulmonální mechaniky je u ARDS snížena celková plicní poddajnost, za současného poklesu funkční reziduální kapacity. Perfundované alveoly s deplecí surfaktantu a zalité tekutinou jsou zcela vyřazené z možnosti ventilace, což se prezentuje zvýšením ventilačně perfúzního nepoměru. Při patofyziologii poruchy alveolární ventilace postižených lokalit plicní tkáně má dominující význam kolaps v oblasti malých dýchacích cest.

3.1.1 Změny poddajnosti

Celkový objem plic s relativní hyperinflací vzdušných plicních lokalit se v průběhu dechového cyklu snižuje, což je způsobeno snížením statické poddajnosti plicní tkáně. Jestliže pozorujeme vliv Syndromu akutní respirační tísně na statickou poddajnost, která se prezentuje v celém dýchacím systému, tak u nemocných osob s ARDS vzniká stav, který vede k extrapulmonální etiologii a také k poměrně značné a rychlé redukci poddajnosti stěny dutiny hrudní. Tyto změny jsou definovány existencí otoku v oblasti dutiny hrudní a také zvýšením tlaku v nitrobřišní dutině. [11]

3.1.2 Vliv plicního recruitmentu a hyperinflace na poddajnost

Z obecného hlediska je předpoklad, že provzdušnění nových plicních oblastí v průběhu dýchacího procesu pozitivním přetlakem je spojeno se zvýšením jak statické, tak i dynamické a efektivní plicní poddajnosti. Naopak situace hyperinflace by měla být propojena s výrazným poklesem těchto parametrů. K recruitmentu plicní jednotky je třeba překonat nutný otevírací tlak. Po překonání otevíracího tlaku následně dochází ke skokovému zvýšení plicního edému, a proto by mělo dojít i ke zvýšení plicní poddajnosti. Z důvodu nehomogenního charakteru pulmonálního poškození, kde se prezentují rozdílné hodnoty otevíracích tlaků (vertikální gradient otevíracích tlaků) dochází k uvedenému jevu v rozmanitých plicních lokalitách při různých hodnotách tlaku. S narůstáním tlaku v dýchacím systému dochází, ve stále hojnějším počtu plicních jednotek, k regionální hyperinflaci, což bývá spojené s poklesem hodnoty regionální poddajnosti. Hodnocení poddajnosti dýchacího systému může být také komplikováno změnami, které se týkají vlastností stěny hrudníku nebo při změnách objemu hrudníku. Přesné hodnocení vlivu změn tlaku v dýchacím systému na poddajnost plic nutně vyžaduje detailní a opakované sledování hodnot nitrohruďního tlaku, které jsou hodnocené prostřednictvím měření a sledování tzv. jícnového tlaku. [11]

3.1.3 Změny rezistence respiračního systému

U nemocných se syndromem akutní respirační tísně bylo opakovaně prokázáno, že dochází ke zvýšení rezistence dýchacího systému, na čemž se podílí jednak reálné zvýšení rezistence dýchacích cest při jejich zasažení zánětlivým procesem, který vede k plicnímu poškození, tak i zvýšení odolnosti plic (při změněných vlastnostech tkáně plic) a stěny hrudníku. [11]

3.2 Hodnoty rezistence a poddajnosti při ARDS

Pacienti s ARDS nebo chronickou obstrukční nemocí se projevují sníženou poddajností a zvýšenou rezistencí respiračního systému. Průměrná hodnota dle studie autorského týmu z Itálie [15], která proměřovala hodnoty poddajnosti a rezistence u mechanicky ventilovaných pacientů, se pro pacienty s ARDS pohybovala rezistence $5,5 \pm 2,9$ cmH₂O/l a poddajnost $0,033 \pm 0,006$ l/cmH₂O .

4 Přístroje využité při experimentálním měření

V této kapitole se zabývám popisem přístrojů, které využívám v experimentálním laboratorním měření. Zaměřuji se na tři hlavní přístroje, které jsou nezbytné pro můj experiment. Nejsofistikovanějším přístrojem je vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B, popisuji zde princip jeho funkce, ovládací rozhraní a možnosti jeho nastavení. Druhým přístrojem jsou mechanické testovací plíce 5600i, zaměřuji se především na možnosti jejich nastavení, díky kterým dokážu simulovat patologické stavy. Třetím přístrojem je CO₂ analyzátor anagas CD98, jehož pomocí měřím koncentrace CO₂. Dále lehce popisuji další použité přístroje a to systém iMon, který slouží pro tlakové měření a mini-BUCK calibrator M-30 sloužící pro změření průtoku.

4.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B

Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B firmy Carefusion, který prezentuje Obr. 2, byl speciálně vyvinut pro možnost vysokofrekvenční ventilace dětí a to od hmotnosti 35 kg až po osoby dospělé. Jeho speciální a jedinečná konstrukce umožňuje aktivní expirační fázi, tedy expulsní efekt, kterého se využívá především pro ventilaci dospělých osob se syndromem akutní respirační tísně nebo při stavech NRDS u tzv. patologických novorozenců [16]. Uvedená verze přístroje vykazuje zvýšený výkon a další její modifikace se užívají také k terapii dospělých osob. Zjednodušeně řečeno je možné uvést, že patientský okruh ventilátoru je CPAP (continuous positive airway pressure) systémem s vysokým průtokem. Oscilace jsou navrstveny na plyn, který se nachází v okruhu pacienta, a to za pomoci elektricky poháněné membrány, která je obdobná audio reproduktoru. Maximální dechový objem se pohybuje zhruba kolem 250 ml, ale hodnoty jsou závislé na nastavení ventilátoru. [17] Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B je zobrazen na Obr. 2.

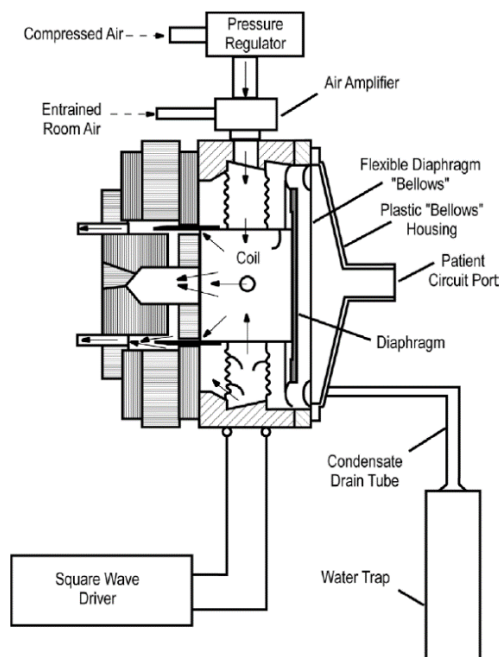


Obr. 2: Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics typu B. (fotodokumentace autora)

4.1.1 Technické parametry oscilátoru

Oscilátor se skládá z elektronického kontrolního okruhu a z lineárního hnacího motoru. Na stejném principu pracuje také reproduktor, který se skládá z cívky, na základě jejího vinutí jí prochází elektrický proud o určité frekvenci a intenzitě. Cívka se nachází v permanentním magnetickém poli, což zapříčiňuje vznik poměrně silného magnetického pole a na cívku následně působí proměnná síla. Cívka je rozvibrována ve směru osy a dále se její vibrace přenáší na membránu, se kterou je propojena. V případě aplikace pozitivní polaroty se membrána cívky pohybuje dopředu a tak umožňuje vhnání proudu plynu do plic pacienta. Tímto mechanismem je tedy tvořena inspirační fáze dechového cyklu. Jestliže je aplikována negativní polarita, tak je membránou pohybováno směrem dozadu, a tímto mechanismem je vytvářen aktivní výdech.

Samotná velikost vibrace je závislá na velikosti proudu, který prochází cívkou. Vyšší voltáž vede k prezentaci většího rozsahu oscilace membrány čili amplitudy (ΔP). Čím větší je amplituda, tak tím větší je následně dechový objem (tj. tidal volume). Jedná se tedy o výchylku membrány, která vytváří oscilace, které jsou viditelné jako hrudní exkurze. Nárůst amplitudy je zásadně ovlivňován poddajností a také rezistencí plic nemocné osoby. Například u nemocného s nízkou poddajností a vysokou rezistencí plicní tkáně pracuje oscilátor proti vyššímu tlaku a to především během inspirační fáze. [18, 19] Schéma oscilátoru je vidět na Obr. 3.

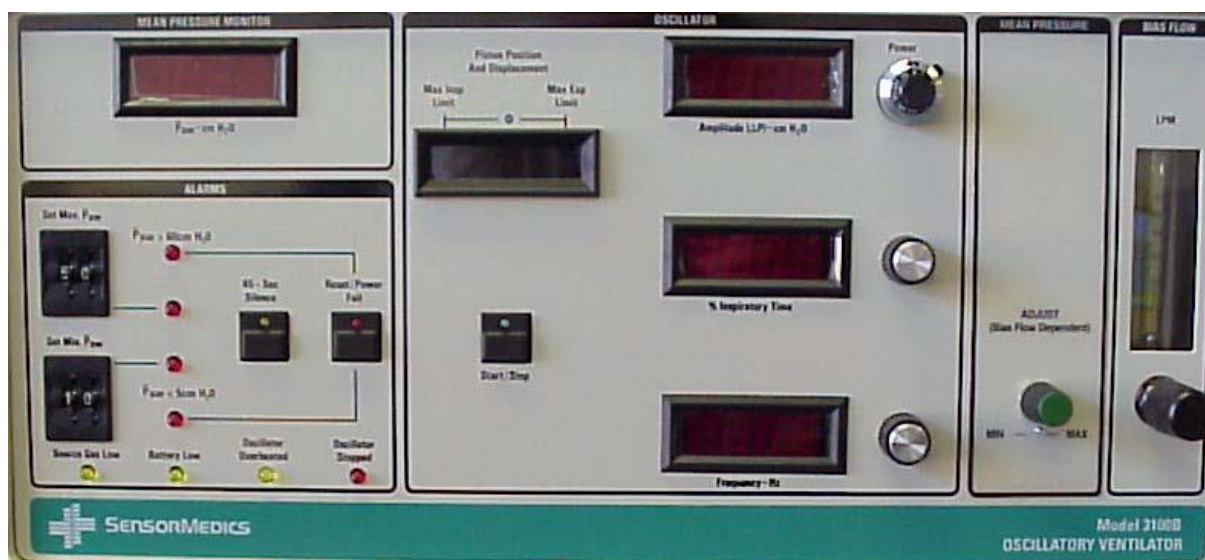


Obr. 3: Schéma oscilátoru. Převzato [17]

Na ventilátoru 3100B je možné nastavit střední tlak v dýchacích cestách (P_{aw} - pressure airways) a to v rozsahu 3-55 cmH₂O, amplitudu oscilační membrány (ΔP) v rozmezí 8-140 cmH₂O, frekvenci (f) mezi hodnotami 3 až 15 Hz, inspirační čas mezi 30 až 50 % a průtok je možné nastavit na hodnotu 0 až 60 l/min. Pro efektivnější přehlednost jsou data uvedena v následující Tab. 2.

Tab. 2: Nastavitelné hodnoty parametrů na HFO ventilátoru SensorMedics 3100B [17].

Termín	Značka	Rozsah [jednotky]
střední tlak v dýchacích cestách	P_{aw}	3 - 55 [cm H ₂ O]
amplituda	ΔP	8-140 [cm H ₂ O]
frekvenci	f	3-15 [Hz]
% inspirační čas	% inspiratory time	30 - 50 [%]
průtok	bias flow	0-60 [l/min]



Obr. 4: Hlavní panel HFO ventilátoru SensorMedics 3100B. Převzato [20]

Za obvyklé počáteční nastavení jednotlivých parametrů u nemocných s tělesnou hmotností, která se pohybuje nad 35 kg je průtok nastaven na 25 l/min a více. Kontrolním knoflíkem s názvem ADJUST se nastavuje hodnota středního tlaku v dýchacích cestách, kdy hodnota počátečního nastavení bývá zhruba o 5 cmH₂O vyšší, nežli tomu bylo na konvenčním ventilátoru. Power se nastavuje od hodnoty 4.0, je důležitý pro dobrou exkursi hrudníku, kdy tímto ovládacím knoflíkem nastavujeme ΔP . Inspirační čas je obvykle nastavována na 33 % a frekvence na hodnoty 5 až 6 Hz. Při nižší frekvenci vzrůstá dechový objem a naopak s vyšší

frekvencí dochází k tomu, že dechový objem klesá. [20] Hodnoty obvyklého počátečního nastavení ventilátoru jsou vyneseny do Tab. 3.

Tab. 3: Obvyklé počáteční nastavení jednotlivých parametrů u pacientů nad 35 kg [20].

Termín	Značka	Rozsah [jednotky]
střední tlak v dýchacích cestách	P_{aw} (<i>ADJUST</i>)	Oproti KV +5[cmH ₂ O]
amplituda	ΔP (<i>Power</i>)	4.0
frekvenci	f	5-6 [Hz]
% inspirační čas	% <i>inspiratory time</i>	33 [%]
průtok	<i>bias flow</i>	25 ≤ [l/min]

4.1.2 Management nastavení HFOV

HFOV velmi účinně a efektivně odděluje oxygenaci a ventilaci, což znamená, že parametry, které ovlivňují oxygenaci nemocného, mají poměrně malý efekt na ventilační specifika a naopak parametry, které ovlivňují eliminaci CO₂, mají malý dopad na oxygenaci pacienta. [21]

Oxygenace

Při HFOV je oxygenace ovlivňována v důsledku měnicího se plicního objemu pacienta. Prezentuje se zde poměrně úzký vztah mezi plicním objemem a plochou alveolů, která je potřebná k výměně dýchacích plynů. Zároveň také existuje úzká souvislost mezi plicním objemem a úrovní oxygenace.

Během HFOV je požadovaného plicního objemu dosaženo nastavením hodnoty P_{aw} . Hodnota P_{aw} má zcela nejzásadnější vliv na celý proces oxygenace. Zvyšováním nebo naopak snižováním hodnoty P_{aw} je kontrolováno rozpětí plic a následně je tedy optimalizována plocha alveolárního povrchu.

Oxygenace může být také, i když v menším rozsahu, ovlivňována hodnotou ΔP (*delta P*) = $PIP - PEEP$, tzn. amplitudou oscilační vlny. Delta P se podílí na ovlivnění především ventilace, oxygenaci ovlivňuje pouze v případě, kdy je inflace plicní tkáně pacienta pomocí P_{aw} již zcela hraniční. Za nejméně zásadní vliv na oxygenaci má *frekvence* a proto není obvykle k jejímu ovlivnění využívána.

V praxi nastavujeme hodnotu P_{aw} za pomoci kontrolního knoflíku ADJUST. Jeho otočením je nastavena míra rezistence na kontrolní chlopni, která je houbovitého tvaru a která se nachází na konci expiratorní větve patientského okruhu. P_{aw} je zcela závislý na průtoku plynů, což je vlastní rychlost, s jakou je dýchací plyn dopravován směrem k pacientovi. [21]

Ventilace

Hodnota $paCO_2$ (tj. arteriální tenze oxidu uhličitého) je ovlivňována dechovým objemem, což je významnou diferenciací oproti konvenčnímu mechanismu ventilaci, kde je eliminace $paCO_2$ zcela závislá na frekvenci. Stejně tak pro HFOV neplatí rovnice, která je využívána pro konvenční ventilaci a to:

$$MV = f \cdot V \quad (5)$$

Pro HFOV tedy platí následující rovnice:

$$MV = f \cdot V^2! \quad (6)$$

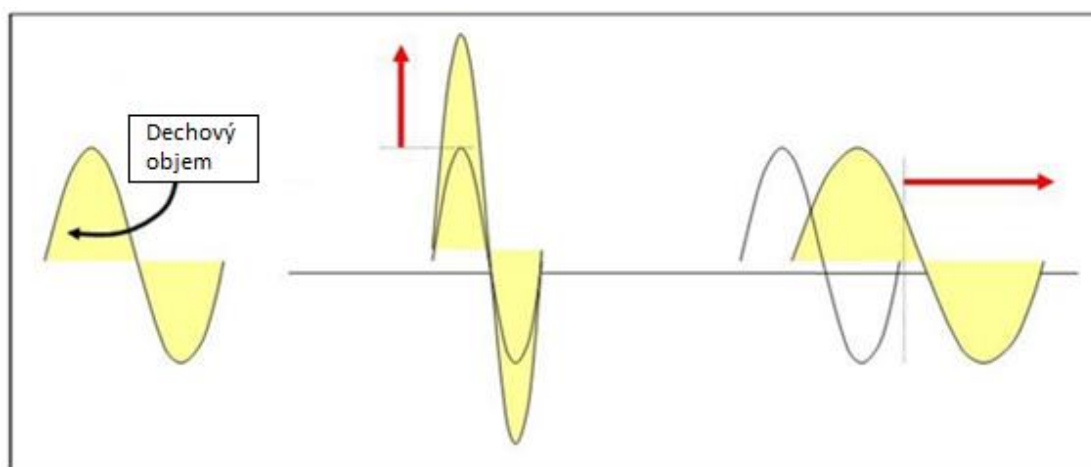
Hodnota MV představuje minutový objem, f značí dechovou frekvenci a V značí dechový objem. Primární ovlivnění $paCO_2$ při HFOV se umožněno především změnou amplitudy. Při zvýšení amplitudy se současně zvyšuje tidal volume, což se prezentuje poklesem $paCO_2$. Za hlavní podstatu je považováno „posunutí“ oscilační membrány a také zvýšení otevíracího tlaku v dýchacím systému.

$PaCO_2$ je dále ovlivňováno i snížením dechové frekvence, kdy se zvyšuje dodaný tidal volume a tak dochází ke snížení hladiny $paCO_2$. Snížení její *frekvence* prodlužuje, a to až o tisícinny vteřiny, inspirační čas což vede ke zvýšení tidal volume a to mechanismem prodloužení času, po který je membrána oscilátoru v „dopředné“ pozici (viz Obr. 6).

U nejzávažnějších patologií muže dojít k prodloužení % inspiračního času z „normohodnot“ 33 % až na hodnoty kolem 50 %. Změny mohou probíhat po jednom %. Hlavní podstatou zlepšení eliminace CO_2 je nutnost prodloužení celkové doby inspiria a tudíž i hodnoty tidal volume. ΔP je nastaveno za pomoci kontrolního knoflíku Power (viz Obr. 5). [21]



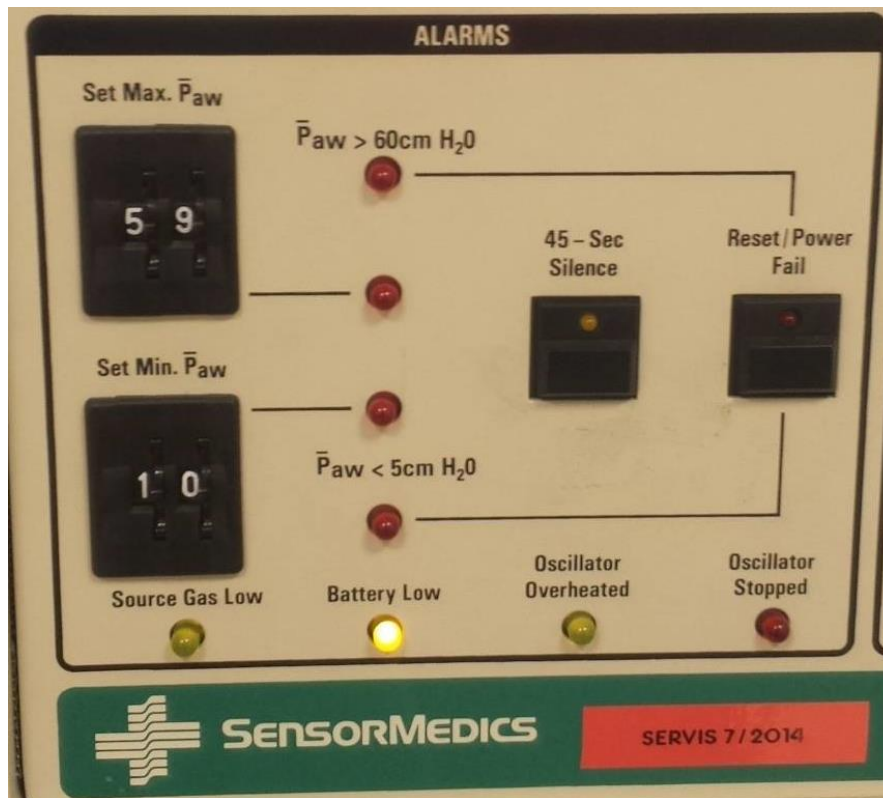
Obr. 5: Hlavní panel oscilátoru - ΔP , % inspiračního času a frekvence. (fotodokumentace autora)



Obr. 6: Ovlivnění ventilace. Dechový objem se zvyšuje při nastavení ΔP nebo snížením frekvence (prodloužení doby dechového cyklu). Převzato[13]

4.1.3 Alarmy

Na ventilátoru je možné nastavit několik alarmů, které upozorňují na nízký průtok plynů, na vybití baterie, na stav přehřátí oscilátoru nebo dokonce na zastavení aktivity oscilátoru. Lze také nastavit minimální a maximální hodnotu P_{aw} . Panel s alarmy je na Obr. 7.



Obr. 7: Hlavní panel oscilátoru - alarmy . Foto- dokumentace autora

4.2 Mechanické testovací plíce 5600i

Model 5600i firmy Michigan instruments, zobrazený na Obr. 8, je mechanický simulátor dospělé plicní mechaniky. Tento nástroj je ideální pro vyhodnocování a demonstraci umělé plicní ventilace. Plíce jsou simulovány pomocí měchů z elastomeru, přičemž v modelu 5600i jsou začleněny dvě dospělé plíce.

Plíce udržují reziduální kapacitu typickou pro dospělé lidské plíce. Plyn je do plic vháněn skrze simulované dýchací cesty. Vhánění způsobuje vertikální expanzi plic a k tomu odpovídající vzestup horní desky. Za horními deskami můžeme vidět stupnici (měřítko), na které můžeme viditelně pozorovat měření plicního objemu v ml, tlak v dýchacích cestách v cmH₂O a tlak v plicích v cmH₂O. Plicní poddajnost lze přesně nastavit pro každou plíci pomocí pružiny z ocelové slitiny, která se roztahuje při rozpínání plic. V plicích lze i monitorovat koncentrace kyslíku skrze kyslíkové analyzační porty o průměru 15mm. Porty nacházející se na každé plíci jsou uzpůsobené pro většinu běžně využívaných typů O₂ analyzátorů. Odpor vzduchu je simulován pomocí průtočného odporu s fixní clonou, tyto odpory jsou k dispozici v uživatelském setu dodávaného s plícemi. Tato nastavitelnost

umožňuje realisticky simulovat širokou škálu zdravých i nemocných plicních podmínek. Některé speciální funkce přispívají k všestrannosti simulátoru. [22]



Obr. 8: Mechanické testovací plice 5600i. (fotodokumentace autora)

Na plicích 5600i lze reálně simulovat mechaniku dospělého dýchacího systému od horních cest dýchacích do plic. Není to sice detailní anatomický model lidských plic, nicméně můžeme simulovat širokou škálu situací, které nejdu nasimulovat u jiných zařízení. Proměnná plicní poddajnost a odpor dýchacích cest nám umožňuje simulovat zdravé i nemocné plicní podmínky. Na testovacích plicích lze simulovat můžeme reálného pacienta s fyziologickými hodnotami. Kde poddajnost je v rozmezí od 0,05 do 0,1 l/cmH₂O, odpor dýchacích cest na 0,5-5,0 cmH₂O, dechovou frekvenci 10-20 dechů/min, dechový objem 3-5 ml/Kg tělesné váhy a poměr mezi inspiriem a expiriem, viz Tab. 4, nicméně většina ventilovaných pacientů nemá tyto „normální“ vlastnosti. [22]

Tab. 4: Nastavitelné parametry mechanických plic 5600i [22].

Anglický termín	Český termín	Rozsah [jednotka]
Compliance	poddajnost	0,05-0,1 [l/cmH ₂ O]
Resistance	Odpor dých. cest	0,5-5,0 [cmH ₂ O/l/sec]
Respiratory rate	Dechová frekvence	10-20 [dechů/min]
Tidal volume	Dechový objem	3-5 [ml/Kg těl. váhy]
I:E ratio	Poměr inspira/expiria	1:2 [sec]

4.3 CO₂ analyzátor anagas CD98

CO₂ analyzátor Anagas CD98 firmy Bacharach, zobrazený na Obr. 9, je kompaktní a lehký analyzátor oxidu uhličitého, který zobrazuje detekovanou hladinu CO₂ v rozmezí 0-10000 ppm nebo 0-60 %. Analyzátor je založen na principu absorpce infračerveného záření pro detekování přítomnosti CO₂. Obsahuje interní čerpadlo pro čerpání vzorků plynu se vzorkovacím nasáváním plynu 120 ml/min. [23]



Obr. 9: CO₂ analyzátor anagas CD98. (fotodokumentace autora)

4.4 Další použité přístroje

iMon

HFOV ventilátory, které jsou komerčně dostupné, měří pouze tlak v dýchacích cestách, ostatní tlaky, jako například pozitivní tlak na konci výdechu (*PEEP*), střední tlak v dýchacích cestách, maximální tlak při nádechu nebo amplitudu oscilací pouze vypočítávají. [24]

Z nutnosti měření všech zmíněných tlaků při výzkumu vzniklo na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT zařízení nazvaný iMon. Tento přístroj umožňuje měřit tlak v dýchacích cestách, ezofageální tlak a průtok vzduchu pomocí tlakové difference na clone. Přístroj umožňuje nahrávat měřená data v prostředí SignalExpress (National Instruments, Austin). V této práci byly veškeré tlakové signály nahrávány s vzorkovací frekvencí 1 kHz. Mnou využitá sada iMon 2 využívala převodní charakteristiku $\pm 10 \text{ kPa} / \pm 10 \text{ V}$. [25] Tlakový senzor systému iMon prezentuje Obr. 10.

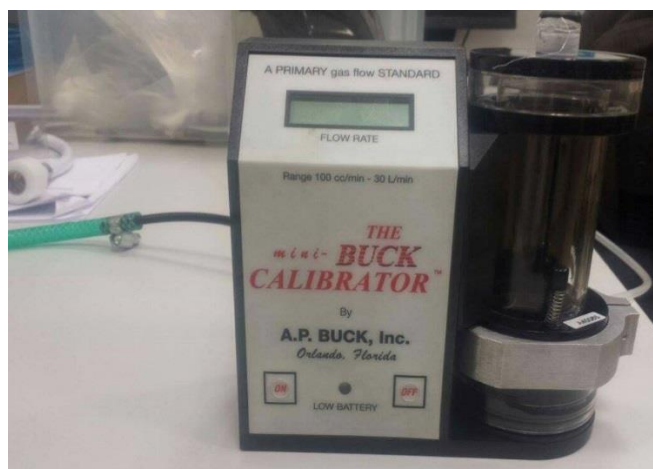


Obr. 10: Tlakový snímač iMon. (fotodokumentace autora)

Mini-BUCK calibrator M-30

Mini-Buck Calibrator M-30, zobrazený na Obr. 11, využívá principu měření průtoku plynů přes pevně daný objem za jednotku času. Mikroprocesor měří čas po, který mýdlová bublina cestuje od prvního senzoru do druhého senzoru (infračervená optická membrána, která

detekuje průchod skrze trubici) a vypočítá objem za jednotku času. Mnou použitý model zobrazuje naměřené hodnoty v l/min a jeho rozsah činí 0,1-30 l/min. [26]



Obr. 11: Průtokoměr mini- Buck calibrator M-30. (fotodokumentace autora)

5 Dosavadní stav měření zpětného nasávání CO₂ do patientského okruhu

Vysokofrekvenční oscilační ventilace je používána jako podpůrná oxygenační metoda pro dospělé pacienty s ARDS v posledních desetiletích. Oscilační píst HFOV vytváří negativní tlak (podtlak) během výdechového cyklu, což je označováno jako aktivní výdech. Předpokládá se, že toto charakteristické chování HFOV přenáší CO₂ skrze inspirační větev do dýchacího ústrojí a zvětšuje tak celkový mrtvý prostor dýchacího systému. [1]

Nejllepších výsledků při odvádění CO₂ bylo dosaženo při používání tlakové amplitudy oscilační membrány 90 cmH₂O a arteriálního *pH* 7,25-7,35, kterého se dosáhne samostatným upravením dýchací *frekvence* (Hz). K zvýšené ochraně plic se dosáhne minimalizováním dodávaného dechového objemu, tím že se zvýší dechová *frekvence* na nejvyšší možnou úroveň, která zajistí cílenou hladinu *pH*. [27, 28, 29]

Při nízké dechové frekvenci a vysokém tlaku může dechový objem přesáhnout anatomický mrtvý objem plic a u pacientů s menším objemem plic a může dojít k poškození plic ventilátorem.

Ověřovaná metoda

HFO ventilátor byl propojen s endotracheální kanylou, která byla připojena k umělým mechanickým plicím. Změna podtlaku v inspiračním rameni se měřila, během změn jednotlivých parametrů HFOV. Zpětné nasávání CO₂ bylo měřeno během insuflace CO₂ do okruhu tak, aby bylo v plicích dosaženo hodnoty 40 mmHg. V inspiračním rameni se měřilo zpětné nasávání CO₂ v postupně narůstající vzdálenosti od Y-spojky. V inspiračním rameni dýchacího okruhu byl naměřen podtlak a zjistilo se, že nepřímou úměrou závisí na středním tlaku v dýchacím okruhu a přímo úměrně závisí s amplitudou oscilační membrány. CO₂ bylo snadno detekovatelné v inspiračním rameni a bylo přímo úměrné podtlaku, který byl vytvořen. [1]

Výsledky

Faktory, kterými se snížilo zpětné nasávání CO₂ při experimentu na umělých mechanických plicích byly nízká tlaková amplituda ΔP , vysoký střední tlak v dýchacích cestách P_{aw} , vysoká oscilační *frekvence* (Hz) a vysoký vstupní průtok. Zpětné nasávání CO₂ se také snížilo pomocí strategicky vyššího vstupního průtoku při každém středním tlaku v dýchacích cestách. Zpětné nasávání CO₂ se objevuje během používání HFOV a může být ovlivněno nastavením ventilátoru. Tento jev může mít klinické dopady na rozvinutí a přetrvání hyperkapnie. [1]

6 Experimentální měření

V experimentální části práce se věnuji ověření metody a postupu měření, který byl popsán a použit ve studii [1]. Zaměřuji se na část, kde pro experiment byly použity mechanické testovací plíce. Zavádím nový způsob distribuce simulovaného CO₂ do experimentálního patientského okruhu HFOV a následně proměřuji vliv nastavovaných parametrů oscilátoru na zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene. Také proměřuji tlak v inspiračním rameni a jeho vliv na zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene. Mé experimentální měření zahrnuje tři uspořádání patientského okruhu při HFOV. První uspořádání je inspirováno studií [1], kvůli ověření správnosti metody a také pro možnost porovnání výsledků s mou navrženou metodou. Ve druhém uspořádání je již použit nový způsob distribuce CO₂, avšak ostatní parametry okruhu zůstávají neměnné. Ve třetím uspořádání měření používám též nový způsob distribuce CO₂ a zavádím do patientského okruhu odpor, který charakterizuje rezistenci respiračního systému a nadále nastavuji insuflaci CO₂, abych v carině tracheae (dále již carina) dosáhl hyperkapnie.

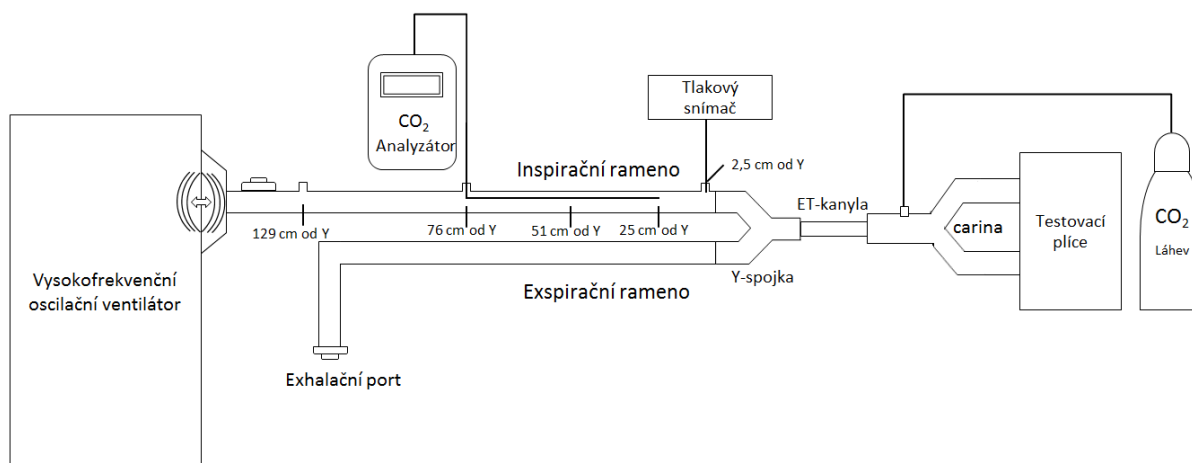
6.1 Přístroje a komponenty začleněné a použité v experimentálním měření

K měření zpětného nasávání CO₂ do patientského okruhu HFO ventilátoru SensorMedics 3100B (CareFusion, USA) jsem využil 8.0 mm endotracheální kanylu s manžetou (Curity), která byla propojena s ventilátorem a spojena s mechanickými plícemi 5600i (Michigan Instruments, USA). Pro měření koncentrace CO₂ jsem používal plynový analyzátor Anagas CD98 (Bacharach, USA). K měření tlaku v inspiračním rameni jsem využíval tlakový senzor systému iMON (FBMI ČVUT, Kladno) a jako zdroj simulovaného vydechovaného CO₂ jsem využil láhev medicínálního CO₂. K následnému změření průtoku CO₂, které bylo insuflováno do okruhu jsem použil mini-BUCK calibrator M-30 (A. P. Buck Inc., USA). Dále používám systém kanyl, luer-locky a trojcestný ventil pro distribuci a měření CO₂.

6.2 Uspořádání ověřovaného okruhu

Jak již bylo řečeno, prováděl jsem měření na třech různých uspořádáních patientského okruhu. Vzhledem k několika nejasnostem ve studii [1] a pro získání přesných hodnot

koncentrací zpětně nasávaného CO₂ v našich laboratorních podmínkách (tj. s našim přístrojovým vybavením, které je k dispozici na naší fakultě) a k ověření studie, se snažím co nejvíce se přiblížit uspořádání okruhu jako autoři ze studie [1]. Během měření při daném uspořádání byla v carině nastavená normokapnie. Nejasnosti spočívaly v nekorespondenci hodnot koncentrací CO₂ v grafech jejich závislostí na jednotlivých parametrech při stejném nastavení ventilátoru a v nejasnostech při managementu nastavení parametrů během různých měření.



Obr. 12: Schéma ověřovaného patientského okruhu s natavenou normokapnií v carině. Snímač tlaku byl připojen k výstupu 2,5 cm od Y-spojky v průběhu tlakového měření. Během měření zpětného nasávání CO₂, byl snímač tlaku odebrán. Analyzátor plynu byl vsunut v 76 cm od Y-spojky a umístěn v bodech zájmu v průběhu různých měření. Y = Y-spojka. ET-kanyla = Endotracheální kanyla

HFO ventilátor SensorMedics 3100B byl propojen s 8.0 mm endotracheální kanylou, která byla zasunuta do umělé trachey testovacích plic a utěsněna pomocí nafukovací manžety. Poddajnost plic byla nastavena na 0,02 l/cmH₂O, kvůli simulaci ARDS. Tlakový snímač systému iMON byl při tlakovém měření k vstupu připojen ve vzdálenosti 2,5 cm od Y-spojky, pomocí luer locku. Jelikož vstupní porty inspiračního ramene se nacházely pouze ve vzdálenosti 2,5 cm, 76 cm a 129 cm od Y-spojky a bylo potřeba se ještě dostat do vzdálenosti 51 cm a 25 cm od Y-spojky, propojil jsem analyzátor CO₂ luer lockem s kanylou, která byla natolik tenká, aby prošla skrze vstupní port a analyzátor tak mohl vzorkovat plyn i ve vzdálenostech, kde se vstupní porty nenacházely. Poté jsem vsunul tuto kanylu vstupním portem nacházející se 76 cm od Y-spojky do vzdálenosti 25 cm a 51 cm od Y-spojky a utěsnil vstup izolační páskou. Těsnost vstupu jsem ověřil tím, že se mi udržoval stálý střední tlak v okruhu (P_{aw}) během oscilací. Testovací plíce mají zakomponováno v bodě mezi tracheou a carinou nástavec s jedním vývodem, který je spojen 1/8 palcovou kanylou s vstupem pro

měření proximálního tlaku. Tento bod, zobrazený na Obr. 13, jsem využil jako insuflační bod, kudy jsem vháněl CO₂ do okruhu z lahve medicínálního CO₂.



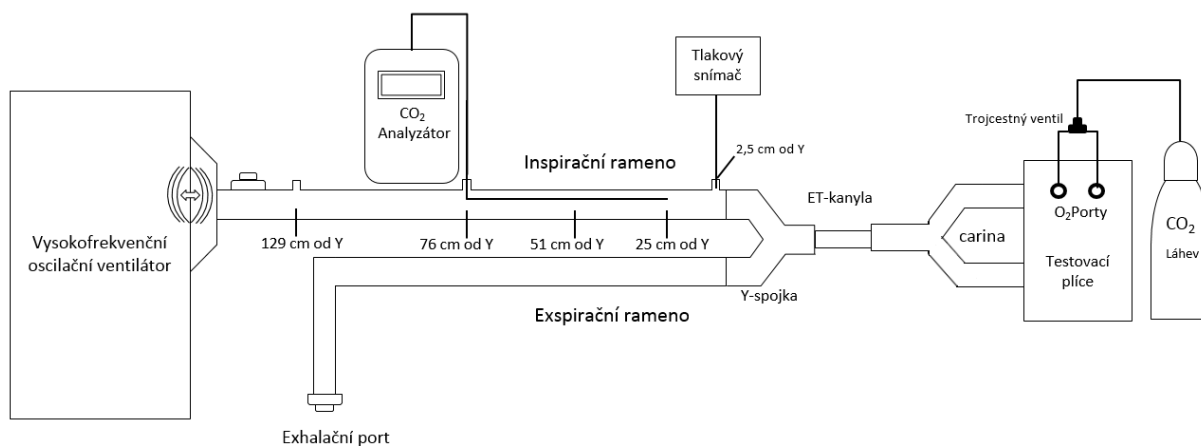
Obr. 13: Nástavec s vývodem, použitý jako insuflační bod pro ověřovaný okruh.

6.3 Nově navržená uspořádání okruhů

Mnou navržená uspořádání měřicího okruhu spočívají v tom, že používám nový insuflační bod, kterým vháním simulované CO₂ do okruhu. Jelikož v ověřované studii se insuflační bod nachází za plícemi, pokouším se lépe simulovat reálného pacienta tím, že insufluji CO₂ přímo do plic a následně nastavuji pCO₂ v carině. Sestavuji tedy dvě nová uspořádání měřicího okruhu. V prvním uspořádání využívám pouze nový insuflační bod, ve druhém uspořádání již zavádím do okruhu odpor a nastavuji hyperkapnii v carině.

6.3.1 Pacientský okruh s insuflací CO₂ do plic

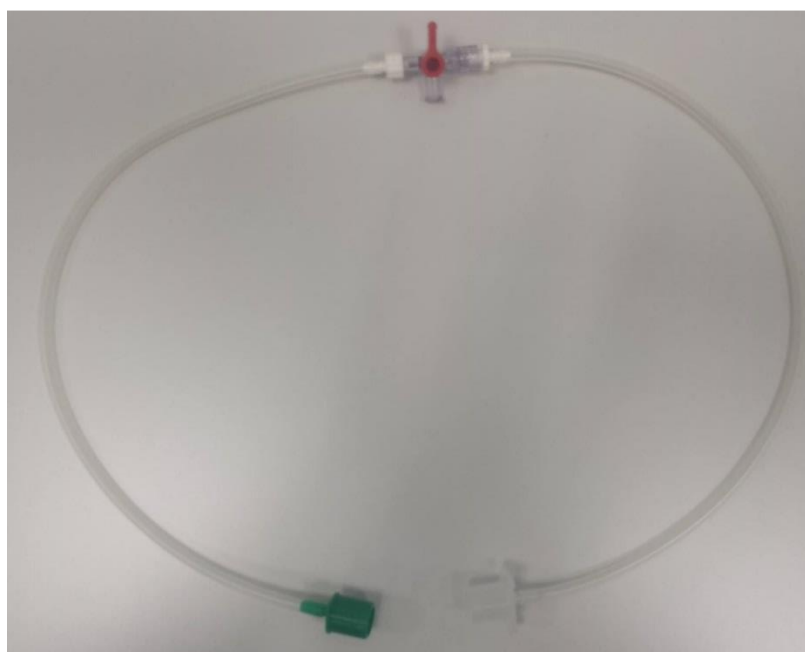
Tento okruh je sestaven stejně jako okruh ověřovaný pouze s využitím nového insuflačního bodu, v carině nastavuji normokapnii. Důvodem k sestavení tohoto okruhu bylo, abych zjistil, zdali nový insuflační bod bude mít vliv, při laboratorním měření, na zpětné nasávání CO₂ do pacientského okruhu. A tím i vyvrátit či potvrdit správnost distribuce CO₂ ověřovaného okruhu.



Obr. 14: Schéma nového uspořádání patientského okruhu s novým způsobem insuflace CO₂.

O₂ porty – porty v mechanických plicích sloužící pro analyzátor O₂.

Pro nový způsob insuflace jsem nejprve musel vytvořit přípravek, který by mi umožnil využít porty v testovacích plicích pro analyzování O₂. Přípravek jsem vytvořil z trojcestného ventilu dvou stejně dlouhých kanyl (39 cm), aby byla zaručena rovnoměrná distribuce CO₂ do obou plic. Ke kanylám jsem následně připojil přechodky, které pasují do O₂ portů mechanických plic. Přípravek lze vidět na Obr. 15. Trojcestný ventil jsem spojil s vývodem z CO₂ lahve a kanyly s koncovkami napojil do O₂ portů jak je vidět na Obr. 16.



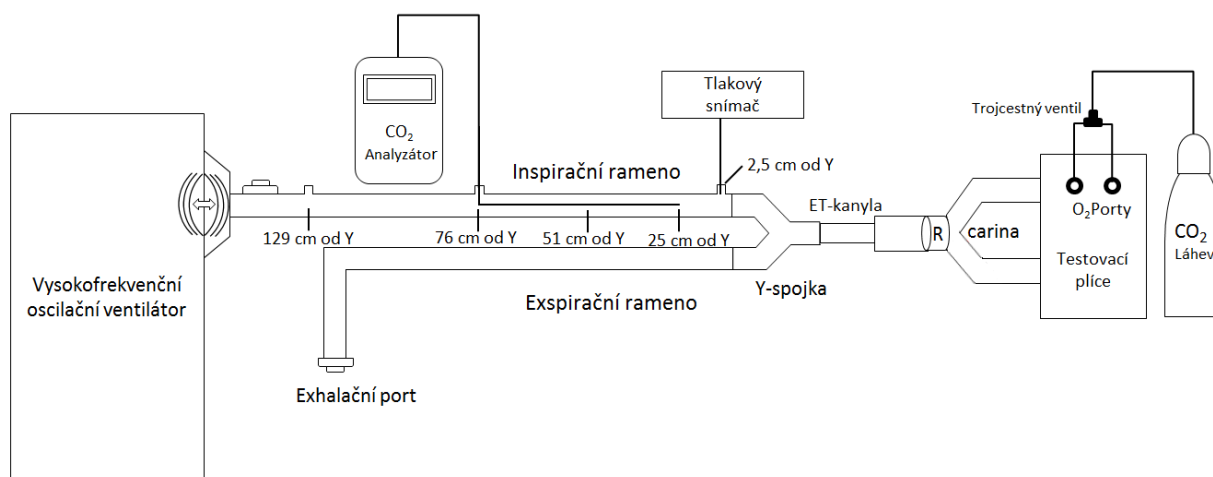
Obr. 15: Přípravek pro insuflací CO₂ do mechanických plic.



Obr. 16: Zapojení přípravku pro insuflaci CO₂ do mechanických plic. Připojení k vývodů CO₂ lahve lze vidět vlevo a napojení přípravku do O₂ portů vpravo.

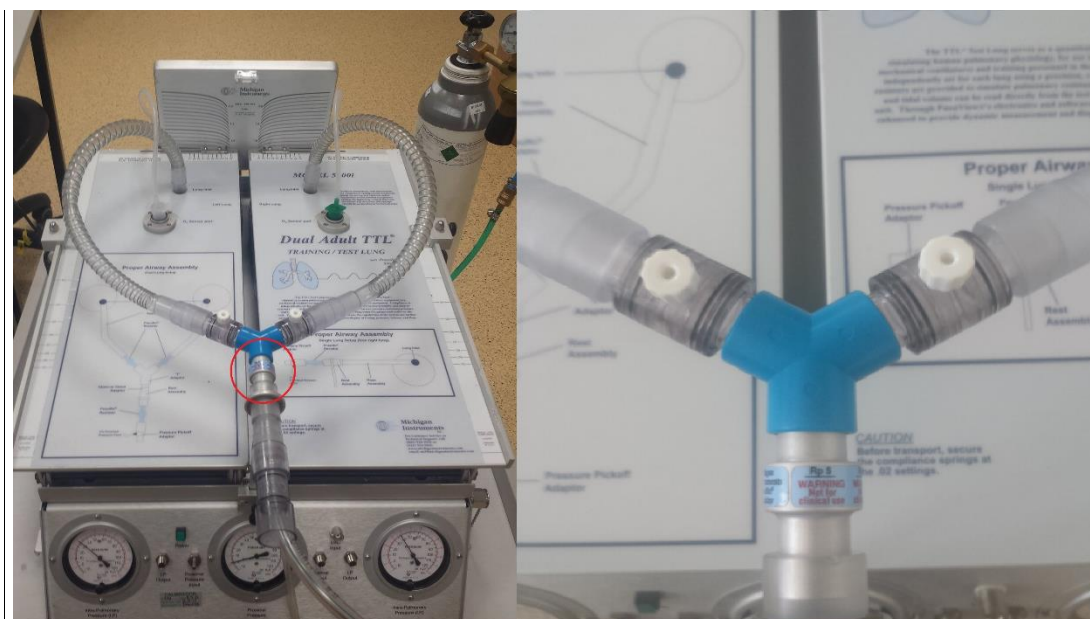
6.3.2 Pacientský okruh s insuflací CO₂ do plic a zavedeným odporem

Toto uspořádání jsem sestavil proto, abych se co nejvíce přiblížil reálnému pacientovi s ARDS, který je připojen k HFOV. Pacienti s ARDS jsou charakterističtí nejen sníženou poddajností plic, kterou již zavádím v předešlých uspořádáních, ale i zvýšenou rezistencí respiračního systému a hyperkapnií. Proto zde nastavuji hyperkapnii v carině a zavádím odpor, který mi lépe charakterizuje reálného pacienta. Zavedený odpor a nastavená hyperkapnie nejen, že lépe charakterizují skutečného pacienta, ale také přináší praktické výhody při mém měření. Díky nastavené hyperkapnii, tím pádem i nastavení většího průtoku CO₂ insuflovaného do okruhu skrze porty v plicích, se lépe detekují změny koncentrace CO₂ v inspiračním rameni. Zavedený odpor mi umožnil dostat se na vyšší ΔP .



Obr. 17: Schéma nového uspořádání pacientského okruhu s novým způsobem insuflace CO₂ a zavedeným odporem. R- zařazený průtočný odpor.

Průtočný odpor R jsem zařadil mezi umělou tracheu testovacích plic a větvením bronchů tak, aby se co nejlépe simulovala rezistence respiračního systému, zařazení průtočného odporu do měřicího okruhu znázorněno na Obr. 18. Jako průtočný odpor jsem využil parabolický rezistor tzv. clonu, která je součástí uživatelského setu mechanických testovacích plic 5600i (Michigan Instruments, USA). K dispozici mi byly clony hodnot R_p 5, R_p 20, R_p 200 a R_p 500, pro simulaci rezistence při ARDS, však byla vhodná pouze clona s hodnotou R_p 5, využitý parabolický rezistor je zobrazen na Obr. 19. Pro zajímavost jsem se pokusil zařadit do měřicí soustavy odpor R_p 20 a sledoval, jaký bude tento vyšší mít odpor vliv na mé měření.



Obr. 18: Mechanické plic se zavedeným odporem a insuflací CO₂ do plic zavedený, odpor lze vidět uprostřed pravého obrázku.



Obr. 19: Komerčně dostupný parabolický rezistor (Michigan Instruments, Grand Rapids, USA): pohled na clonu rezistoru Rp 5 (vlevo) a celkový pohled z vnějšku na Rp 5 (vpravo). Převzato [30]

6.4 Postup při měření

V mém měření jsem postupoval tak, že jsem si nejdříve proměřil zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene a jeho změny v závislosti na nastavení dílčích parametrů ventilátoru. Nezávisle na tom jsem proměřil tlak v inspiračním rameni s paralelně zavedeným analyzátelem CO₂, abych pak mohl vytvořit závislost zpětného nasávání CO₂ na tomto tlaku.

6.4.1 Měření zpětného nasávání CO₂ do inspiračního ramene

Nejdříve se musela nastavit insuflace CO₂ do okruhu. Průtok CO₂ jsem nastavoval tak, abych v carině dosáhl normokapnie či hyperkapnie dle uspořádání měření, tudíž parciální tlak CO₂ na 40 mmHg pro normokapnii a 51 mmHg pro hyperkapnii. V případě našeho analyzátoru, tak aby koncentrace CO₂ byla 5,3 % pro normokapnii a 6,7 % pro hyperkapnii. Měření nastavení pCO₂ v carině je znázorněno v příloze A. Průtok jsem nastavoval pomocí redukčního ventilu na CO₂ lahvi, viz příloha B. Nastavení ventilátoru během této kalibrační sekvence pro nastavení pCO₂ v carině bylo: P_{aw} 34 cmH₂O, frekvence 7 Hz, bias flow 30 l/min, F_{IO_2} 0,21, inspirační čas 33 %, snažil jsem se dosáhnout hodnoty ΔP 90 cmH₂O, ale maximální hodnota ΔP , kterou se mi povedlo získat při prvních dvou uspořádáních a daném P_{aw} bylo 86 cmH₂O, u uspořádání se zavedeným odporem jsem dokázal dosáhnout ΔP 90 cmH₂O. Toto nastavení ventilátoru sloužilo také jako základní nastavení při proměřování vlivů jednotlivých parametrů

na zpětné nasávání CO₂. To znamená, že jsem měnil jeden sledovaný parametr a jeho vliv na zpětné nasávání CO₂ v inspiračním rameni, zatímco ostatní parametry zůstaly neměnné dle základního nastavení z kalibrační sekvence. Po nastavení průtoku CO₂ k dosažení normokapnie či hyperkapnie v carině, jsem si spojil vývod, jímž jsem insufloval CO₂ do okruhu s průtokoměrem mini-Buck calibrator M-30, pro změření průtoku CO₂, který je vháněn do okruhu. Změření průtoku CO₂ insuflovaného do okruhu je znázorněno v příloze B. Mezi dílčími měřeními vlivů jednotlivých parametrů koncentraci CO₂ v inspiračním rameni jsem vždy, začínal proměřením pCO₂ v carině, abych se ujistil, že se mi při manipulaci s ventilátorem nezměnil průtok a tím i moje nastavená normokapnie či hyperkapnie. Hodnoty koncentrací CO₂ jsem odečítal z analyzátoru až po ustálení hodnoty, pro rychlejší ustálení hodnot jsem používal, co možná nejkratší kanyly, které propojovaly analyzátor s místem, odkud jsem odebíral analyzovaný plyn. Jako první jsem detekoval přítomnost CO₂ v inspiračním rameni, proměřoval jsem přítomnost CO₂ v různých vzdálenostech od Y-spojky. Nejdříve v místech, kde se nacházely přímé vstupy do inspiračního ramene (2,5 cm, 76 cm, 129 cm od Y-spojky), poté jsem spojil analyzátor pomocí luer locku s tenkou kanylou a vsunul kanylu skrze vstup v 76 cm od Y-spojky a utěsnil pomocí izolační pásky, viz příloha C. Tímto způsobem jsem se dostal do bodů 25 cm a 51 cm od Y-spojky. Po proměření závislosti koncentrace CO₂ v závislosti na vzdálenosti od Y-spojky, jsem ponechal zavedenou kanylu v inspiračním rameni v bodě 51 cm od Y-spojky, pro tuto vzdálenost se pak vztahovalo proměřování vlivu jednotlivých parametrů na zpětné nasávání CO₂. Proměřoval jsem vliv parametrů nastavených na ventilátoru a to ΔP , které jsem nastavoval od hodnoty 10 cmH₂O až po maximálně dosažené 86 cmH₂O a měnil po 10 cmH₂O. P_{aw} jsem manipuloval skrze změny *bias flow*, protože pokud bych snížil P_{aw} neudržel bych hodnotu ΔP , P_{aw} jsem nastavoval od 20 cmH₂O až po 40 cmH₂O a měnil po 2,5 cmH₂O. *Frekvenci* jsem nastavoval od 3 Hz až po 15 Hz a to po jednom hertzu. *Bias flow* jsem nastavoval od 20 l/min až po 60 l/min a to po 10 l/min. V neposlední řadě jsem chtěl ověřit vliv insuflačního bodu na mé měření. Toto jsem ověřil tím, že jsem nastavil jednotný průtok insuflovaného CO₂ do okruhu a to na 0,5 l/min, nehledě na pCO₂ v carině a měřil koncentraci CO₂ v inspiračním rameni v bodě 2,5 cm od Y-spojky pro insuflační bod v plicích a v bodě za plicemi.

6.4.2 Měření tlaku v inspiračním rameni

Měření tlaku v inspiračním rameni jsem prováděl tak, že jsem připojil tlakový snímač systému iMON k vstupu, který se nachází 2,5 cm od Y-spojky. V této práci byly veškeré tlakové signály nahrávány s vzorkovací frekvencí 1 kHz. Manipulaci tlaku v inspiračním rameni jsem prováděl pomocí nastavování hodnot P_{aw} a ΔP a to nezávisle na sobě. Vždy jsem nechal základní nastavení, viz kalibrační sekvence (P_{aw} 34 cmH₂O, *frekvence* 7 Hz, *bias flow* 30 l/min, F_{IO_2} 0,21, doba inspira 33 %, ΔP 86 cmH₂O) a měnil buď P_{aw} nebo ΔP , paralelně k tomu jsem měřil koncentraci CO₂ v inspiračním rameni v bodě 51 cm od Y-spojky. Insuflace CO₂ byla nastavena dle uspořádání na normkapanii či hyperkapanii v carině, dle uspořádání měření. P_{aw} jsem nastavoval od 20 cmH₂O až po 52 cmH₂O a navyšoval po 4 cmH₂O, ΔP jsem nastavoval od 10 cmH₂O až po maximální dosažené 86 cmH₂O pro první dvě uspořádání (ověřovaný okruh a okruh s insuflací CO₂ do plic) a po 90 cmH₂O u uspořádání se zavedeným odporem a navyšoval po 20 cmH₂O.

7 Výsledky měření

V této kapitole se zabývám zpracováním výsledků z mého praktického měření. Porovnávám zde výsledky z jednotlivých uspořádání patientského okruhu a z dílčích měření, které jsem na nich prováděl. Jak již bylo popsáno v postupu měření, nezávisle na sobě jsem proměřoval zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene v závislosti na nastavení parametrů ventilátoru a tlak v tomto rameni. Toto měření jsem prováděl pro tři různá uspořádání měřícího okruhu a při proměřování jsem vždy postupoval stejně. V tabulkách a grafech jsou rozděleny naměřené koncentrace CO₂ pro jednotlivé uspořádání patientského okruhu, kde OO značí ověřovaný okruh, IP okruh s insuflací do plic a IPO okruh s insuflací do plic se zavedeným odporem

7.1 Zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene

Hodnoty naměřených koncentrací CO₂ v inspiračním rameni uvádím do tabulek pro každý proměřovaný parametr. Koncentrace CO₂ v tabulkách uvádím v torrech, kvůli porovnání hodnot se studii [1]. Jedná se tedy o parciální tlak CO₂ v inspiračním rameni. Mnou použitý

analyzátor CO₂ měří v procentech vůči atmosféře, proto hodnoty přepočítávám dle následujícího vztahu a zaokrouhluji na tři desetinná místa:

$$c_{CO_2}[\text{mmHg}] = \frac{P_A \cdot c_{CO_2}[\%]}{P_{\text{torr}}} \quad (7)$$

Kde P_A je atmosférický tlak, jehož hodnota činí 101,325 kPa, $c_{CO_2}[\%]$ je mnou naměřená koncentrace CO₂ v procentech a P_{torr} je hodnota jednoho torru v pascálech, který činí 133,322 Pa.

Nejnižší hodnota naměřené koncentrace CO₂ našeho analyzátoru činila 0,02 % čili po přepočítání 0,152 mmHg. To znamená, že pro detekci zpětného nasávání, musela být hodnota CO₂ vyšší než 0,152 mmHg, jinak ke zpětnému nasávání nedocházelo.

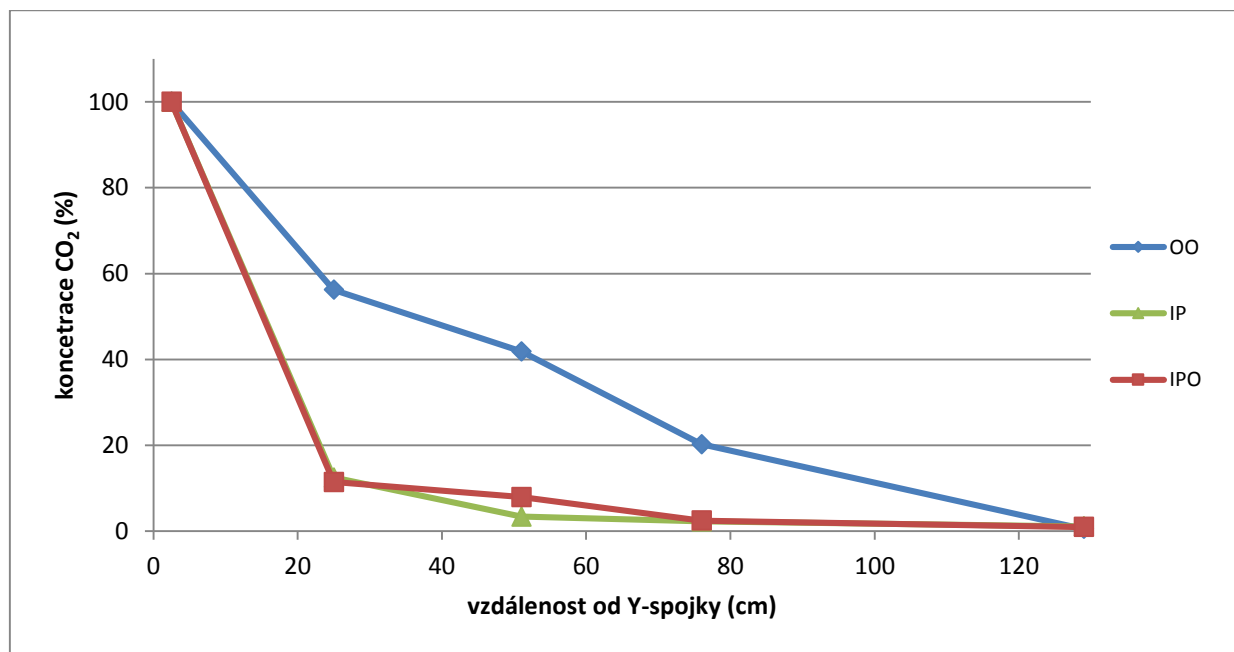
Pro grafické znázornění chování CO₂ v inspiračním rameni v závislosti na nastavení daného parametru ventilátoru, vynáším hodnoty koncentrací pro všechna tři uspořádání okruhů do grafů. Hodnoty koncentrací CO₂ z měření na ověřovaném okruhu se lišily s hodnotami z okruhů s insuflací do plic přibližně o jeden řád. Abych mohl vzájemně porovnat chování CO₂ z jednotlivých uspořádání okruhů v grafu, vydělil jsem hodnoty koncentrací nejvyšší naměřenou hodnotou při daném uspořádání. V grafech tedy porovnávám procentuální změny (nárůst či úbytek) koncentrací CO₂.

7.1.1 Vzdálenost od Y-spojky

První jsem proměřil koncentrace CO₂ v inspiračním rameni v narůstajících vzdálenostech a to v bodech 2,5 cm, 25 cm, 51 cm, 76 cm a 129 cm od Y-spojky. Na ventilátoru bylo základní nastavení parametrů: P_{aw} 34 cmH₂O, *frekvence* 7 Hz, *bias flow* 30 l/min, F_{IO_2} 0,21, doba inspiria 33 %, ΔP 86 cmH₂O a ΔP 90 cmH₂O při IPO. Naměřené hodnoty z tohoto měření, lze nalézt v Tab. 5. V Tab. 5 je i zaznamenáno, jaký parciální tlak byl nastaven v carině, 40,28mmHg pro normokapnii a 50,92 mmHg pro hyperkapnii.

Tab. 5: Naměřené hodnoty koncentrací CO₂ v narůstajících vzdálenostech od Y-spojky.

Vzdálenost od Y-spojky (cm)	koncentrace CO ₂ (mmHg) – OO	koncentrace CO ₂ (mmHg) - IP	koncentrace CO ₂ (mmHg) - IPO
carina	40,280	40,280	50,920
2,5	28,120	13,376	15,276
25	15,808	1,672	1,748
51	11,780	0,456	1,216
76	5,700	0,304	0,380
129	0,152	0,152	0,152



Obr. 20: Graf závislosti procentuálního úbytku CO₂ v inspiračním rameni na vzdálenosti od Y-spojky.

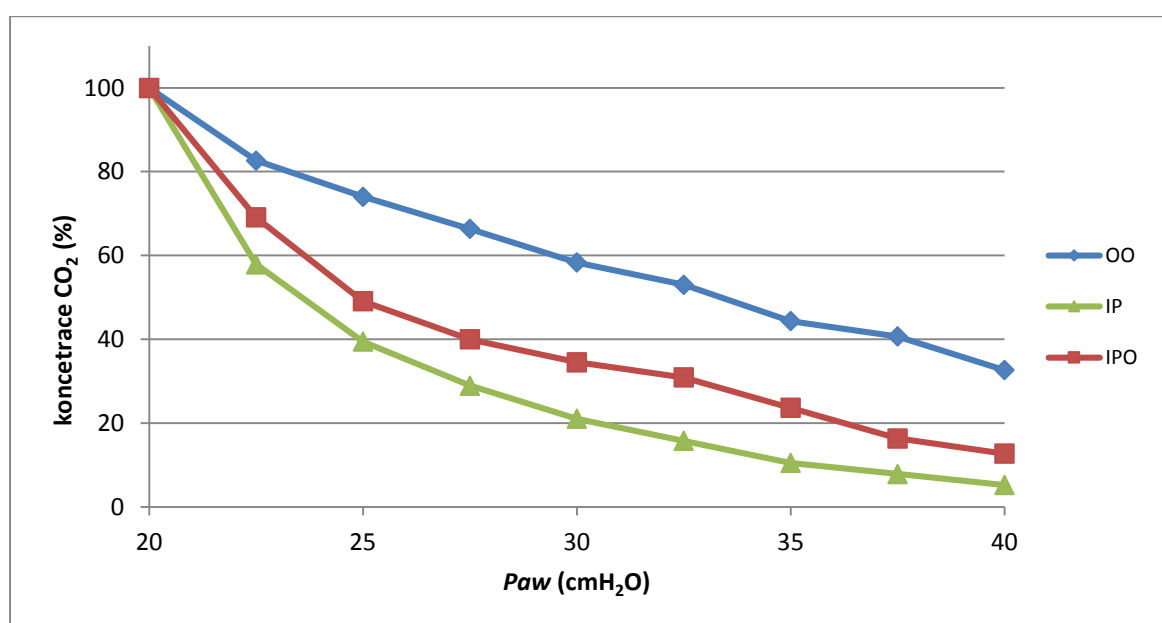
Při mém základním nastavení ventilátoru je jasně detekovatelné zpětné nasávání do inspiračního ramene HFO ventilátoru SensorMedics 3100B. Jak je vidět na Obr. 20. tak s rostoucí vzdáleností od Y-spojky koncentrace CO₂ v inspiračním rameni klesá. Pro všechna tři uspořádání je koncentrace CO₂ detekovatelná až do vzdálenosti 76 cm od Y-spojky a ve vzdálenosti 129 cm od Y-spojky již detekovatelné není.

7.1.2 Závislost koncentrace na nastavení P_{aw}

Při proměřování závislosti koncentrace CO_2 bylo na ventilátoru nastaveno: frekvence 7 Hz, F_{IO_2} 0,21, doba inspiria 33 %, ΔP 86 cmH_2O a ΔP 90 cmH_2O pro IPO, ve vzdálenosti 51 cm od Y-spojky. Manipulaci P_{aw} jsem prováděl pomocí změn *bias flow*, z důvodu udržení hodnoty ΔP . *Bias flow* jsem nastavoval v rozmezí 15-40 l/min, tak abych získal požadované P_{aw} . Se zvyšováním *bias flow* se zvyšovalo i P_{aw} . Naměřené hodnoty lze vidět v Tab. 6.

Tab. 6: Naměřené hodnoty koncentrací CO_2 v závislosti na měnícím se P_{aw} .

P_{aw} (cmH_2O)	Koncentrace CO_2 (mmHg) - OO	Koncentrace CO_2 (mmHg) - IP	Koncentrace CO_2 (mmHg) - IPO
20	22,800	2,888	4,180
22,5	18,848	1,672	2,888
25	16,872	1,140	2,052
27,5	15,124	0,836	1,672
30	13,300	0,608	1,444
32,5	12,084	0,456	1,292
35	10,108	0,304	0,988
37,5	9,272	0,228	0,684
40	7,448	0,152	0,532



Obr. 21: Graf závislosti procentuálního úbytku CO_2 v inspiračním rameni na P_{aw} .

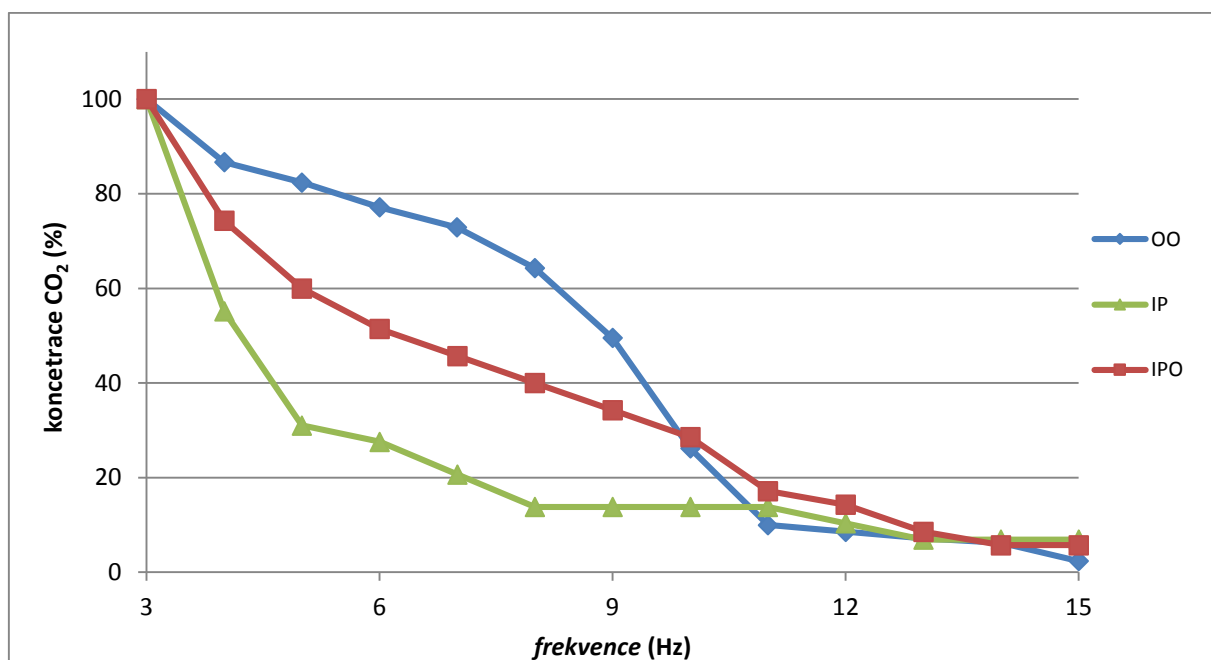
Jak je vidět na Obr. 21 s rostoucím P_{aw} , které je manipulováno zvyšováním *bias flow*, koncentrace CO_2 v inspiračním rameni klesá. V rozmezí nastavovaného P_{aw} je u všech třech uspořádání jasně detekovatelné zpětné nasávání CO_2 , až na IP uspořádání, kde při nastavení P_{aw} 40 cmH₂O již k zpětnému nasávání nedochází.

7.1.3 Závislost koncentrace CO_2 na nastavení *frekvence*

Pro proměřování závislosti koncentrace CO_2 na frekvenci bylo na ventilátoru nastaveno: P_{aw} 34 cmH₂O, *bias flow* 30 l/min, F_{IO_2} 0,21, doba inspiria 33 %, ΔP 86 cmH₂O a ΔP 90 cmH₂O pro IPO, ve vzdálenosti 51 cm od Y-spojky. *Frekvenci* jsem měnil v rozmezí od 3 do 15 Hz po 1 Hz. Naměřené hodnoty z tohoto měření, jsou lze nalézt v Tab. 7.

Tab. 7: Naměřené hodnoty koncentrací CO_2 v závislosti na měnící se frekvenci.

<i>frekvence</i> (Hz)	koncentrace CO_2 (mmHg) - OO	koncentrace CO_2 (mmHg) - IP	koncentrace CO_2 (mmHg) - IPO
3	15,960	2,204	2,660
4	13,832	1,216	1,976
5	13,148	0,684	1,596
6	12,312	0,608	1,368
7	11,628	0,456	1,216
8	10,260	0,304	1,064
9	7,904	0,304	0,912
10	4,180	0,304	0,760
11	1,596	0,304	0,456
12	1,368	0,228	0,380
13	1,140	0,152	0,228
14	0,988	0,152	0,152
15	0,380	0,152	0,152



Obr. 22: Graf závislosti procentuálního úbytku CO₂ v inspiračním rameni na frekvenci.

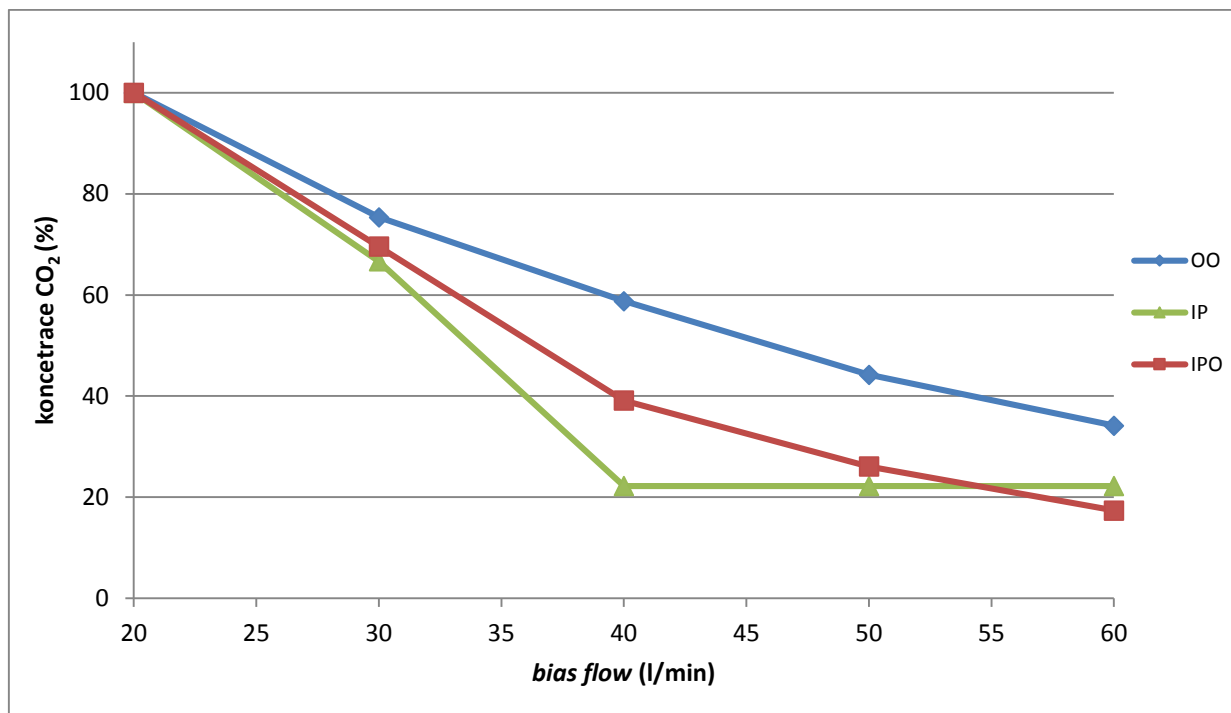
Z Obr. 22 je vidět, že se zvyšující se frekvencí klesá koncentrace CO₂ v inspiračním rameni. U OO uspořádání je detekovatelné zpětné nasávání v celém rozsahu nastavované *frekvence*. U IP uspořádání je zpětné nasávání detekovatelné pouze do nastavení *frekvence* 12 Hz a u IPO do 13 Hz.

7.1.4 Závislost koncentrace CO₂ na nastavení bias flow

Pro proměření vlivu *bias flow* na koncentraci CO₂ bylo na ventilátoru nastaveno: P_{aw} 34 cmH₂O, F_{IO_2} 0,21, doba inspiria 33 %, ΔP 86 cmH₂O a ΔP 90 cmH₂O pro IPO, ve vzdálenosti 51 cm od Y-spojky. *Bias flow* jsem měnil od 20 do 60 l/min po 10 l/min. Naměřené hodnoty lze vidět v Tab. 8.

Tab. 8: Naměřené hodnoty koncentrací CO₂ v závislosti na měnícím se bias flow.

<i>bias flow</i>	koncentrace CO ₂ (mmHg) - OO	koncentrace CO ₂ (mmHg) - IP	koncentrace CO ₂ (mmHg) - IPO
20	15,124	0,684	1,748
30	11,400	0,456	1,216
40	8,892	0,152	0,684
50	6,688	0,152	0,456
60	5,168	0,152	0,304



Obr. 23: Graf závislosti procentuálního úbytku CO_2 v inspiračním rameni na bias flow.

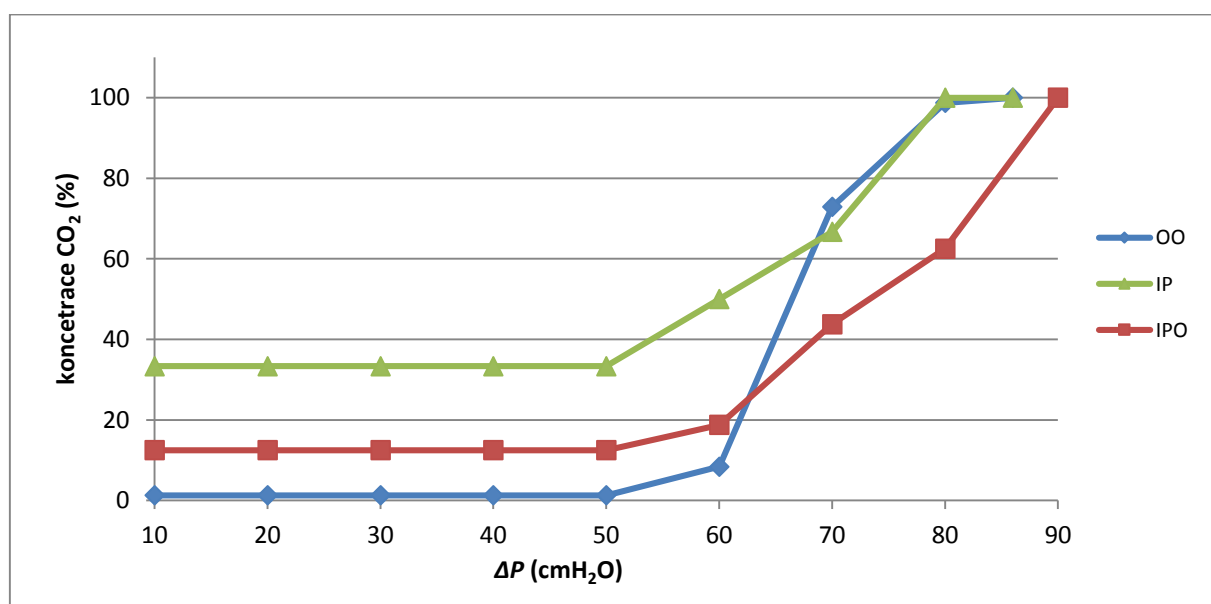
Z Obr. 23 je vidět, že s nastavením vyššího *bias flow* se koncentrace CO_2 v inspiračním rameni snižuje. U OO a IPO uspořádání je zpětné nasávání CO_2 detekovatelné v celém rozsahu nastavovaného *bias flow*. U IP uspořádání je zpětné nasávání nedetekovatelné již při *bias flow* 40 l/min.

7.1.5 Závislost koncentrace CO_2 na nastavení ΔP

Pro proměření vlivu ΔP na koncentraci CO_2 bylo na ventilátoru nastaveno: P_{aw} 34 cmH₂O, *frekvence* 7 Hz, *bias flow* 30 l/min, F_{IO_2} 0,21, doba inspiria 33 % v 51 cm od Y - spojky. ΔP jsem nastavoval od 10 do 86 cmH₂O a to po 10 cmH₂O u OO a IP uspořádání. U IPO uspořádání jsem se díky zavedenému odporu dostal na 90 cmH₂O. Naměřené hodnoty z tohoto měření jsou uvedeny v Tab. 9.

Tab. 9: Naměřené hodnoty koncentrací CO₂ v závislosti na měnícím se ΔP .

ΔP (cmH ₂ O)	koncentrace CO ₂ (mmHg) - OO	koncentrace CO ₂ (mmHg) - IP	koncentrace CO ₂ (mmHg) - IPO
10	0,152	0,152	0,152
20	0,152	0,152	0,152
30	0,152	0,152	0,152
40	0,152	0,152	0,152
50	0,152	0,152	0,152
60	0,988	0,228	0,228
70	8,588	0,304	0,532
80	11,628	0,456	0,760
86/90	11,780	0,456	1,216



Obr. 24: Graf závislosti procentuálního nárůstu CO₂ v inspiračním rameni na ΔP .

Z Obr. 24 je vidět, že ΔP jako jediný z mnoha proměřovaných parametrů zvyšuje koncentraci CO₂. Zpětné nasávání CO₂ bylo detekovatelné pro všechna uspořádání až od nastavení ΔP 60 cmH₂O.

7.1.6 Porovnání vlivů jednotlivých parametrů na zpětné nasávání CO₂

Porovnání vlivů jednotlivých parametrů pro všechny tři proměřované okruhy lze vidět v Tab. 10. Šipka značí, jak parametr ovlivňuje zpětné nasávání CO₂, tedy jestli při zvyšování hodnoty parametru se zpětné nasávání zvyšuje či snižuje. Pro určení procentuálního vlivu parametru na zpětné nasávání CO₂ jsem využil koeficient determinace. Koeficient determinace neboli R², který jsem vytvořil z mých naměřených hodnot pro každé uspořádání, vyjadřuje lineární regresi. Procentuální ovlivnění jednotlivých parametrů při různých uspořádáních okruhu je uvedeno v Tab. 10.

Tab. 10: Ovlivnění jednotlivých parametrů na zpětné nasávání CO₂.

Parametr	mezi carinou a tracheou (%) - OO	Plíce (%) - IP	Plíce + odpor (%) - IPO	Ovlivnění
<i>P_{aw}</i>	97,29	80,01	86,76	↓
<i>ΔP</i>	71,95	75,81	69,39	↑
<i>frekvence</i>	94,37	41,67	92,65	↓
<i>bias flow</i>	97,37	79,41	93,36	↓

7.2 Tlak v inspiračním rameni

Tlak v inspiračním rameni jsem měřil pomocí talkového snímače systému iMon pro jednotlivá uspořádání okruhů. Výstupem tlakového snímače bylo napětí ve voltech. Převodní koeficient pro mnou použitý senzor je ±10 kPa / ± 10 V. Tlak poté převádím z kPa na cmH₂O, důvodu porovnání se studií [1] dle vztahu:

$$P_{(cmH_2O)} = \frac{P_{(kPa)}}{0,0980665} \quad (8)$$

Kde $P_{(cmH_2O)}$ je tlak v inspiračním rameni v cmH₂O a $P_{(kPa)}$ je tlak v kPa.

Tlakový snímač byl připojen k vstupu v inspiračním rameni v 2,5 cm od Y-spojky. V inspiračním rameni se snažím detekovat negativní tlak (podtlak) v závislosti na nastavení P_{aw} a ΔP . Hodnoty naměřených tlaků v inspiračním rameni zaokrouhluji na tři desetinná místa a do tabulek vynáším nejnižší naměřený tlak. Dále zpracovávám závislost zpětného nasávání CO₂

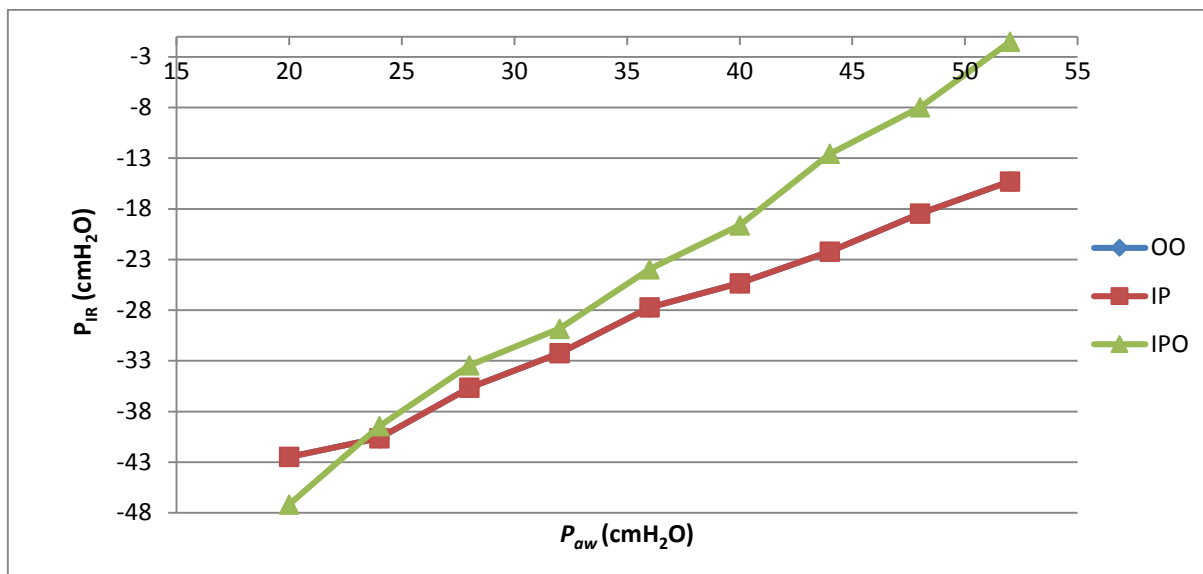
právě na tomto negativním tlaku. Naměřené hodnoty koncentrací CO₂ poděluji nejvyšší naměřenou hodnotou pro dané měření, ze stejného důvodu jako v předešlé kapitole, abych mohl mezi sebou graficky porovnat procentuální změny CO₂ pro různá uspořádání.

7.2.1 Tlak v inspiračním rameni v závislosti na nastavení P_{aw}

Při proměřování závislosti negativního tlaku na P_{aw} bylo na ventilátoru nastaveno: frekvence 7 Hz, F_{IO_2} 0,21, bias flow 30 l/min a doba inspiria 33 %. P_{aw} jsem nastavoval v rozmezí od 20 do 52 cmH₂O po 4 cmH₂O. Jelikož P_{aw} a ΔP jsou na sobě závislé parametry a navzájem se ovlivňují, při změnách P_{aw} jsem nedokázal udržet stálou hodnotu ΔP . Snažil jsem se dosáhnout ΔP 90 cmH₂O, ale s nižším P_{aw} se mi této hodnoty dosáhnout nepodařilo. V Tab. 11 tedy uvádím i jaký maximální ΔP jsem dokázal získat při daném P_{aw} , až do doby, kdy hodnota P_{aw} byla natolik vysoká, abych mohl nastavit své požadované ΔP na 90 cmH₂O. P_{IR} značí nejnižší naměřený tlak v inspiračním rameni. Při IPO uspořádání se podařilo získat hodnotu ΔP 90 cmH₂O už při nižších hodnot P_{aw} než u OO a IP uspořádání. Proto v Tab. 11 je uvedeno ΔP_{IPO} , které uvádí jaké ΔP je dosaženo pro dané P_{aw} u IPO uspořádání. V Tab. 12 jsou uvedeny hodnoty koncentrací v závislosti na tlaku v inspiračním rameni z paralelního měření v 51 cm od Y-spojky. Tlaky jsou v Tab. 12 rozděleny dle OO, IP a IPO uspořádání, jelikož se u IPO uspořádání zavádím odpor, tak se tlaky v inspiračním rameni mezi sebou liší.

Tab. 11: Naměřené hodnoty negativních tlaků v závislosti na měnícím se P_{aw} .

$P_{aw} / \Delta P / \Delta P_{ipo}$ (cmH ₂ O)	P_{IR} (cmH ₂ O) - OO	P_{IR} (cmH ₂ O) - IP	P_{IR} (cmH ₂ O) - IPO
20 75 78	-42,471	-42,471	-47,162
24 80 83	-40,636	-40,636	-39,443
28 82 90	-35,649	-35,649	-33,436
32 83 90	-32,243	-32,243	-29,817
36 86 90	-27,716	-27,716	-23,943
40 88 90	-25,330	-25,330	-19,619
44 90 90	-22,209	-22,209	-12,553
48 90 90	-18,467	-18,467	-7,964
52 90 90	-15,286	-15,286	-1,499

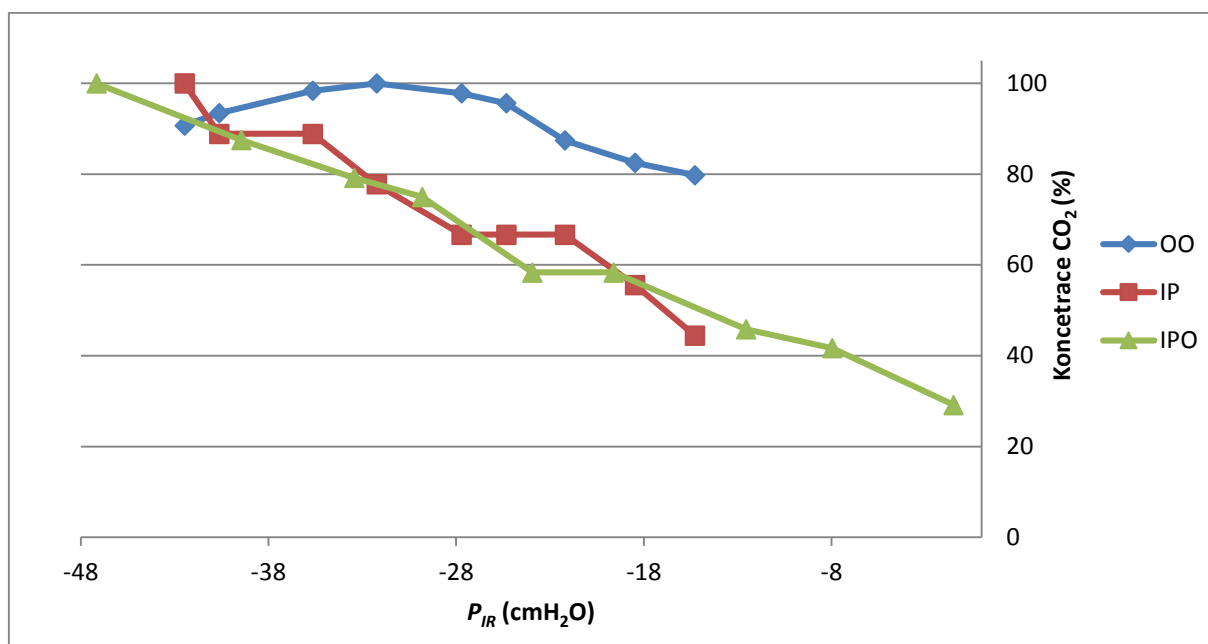


Obr. 25: Graf závislosti tlaku v inspiračním rameni na P_{aw} .

Jak je vidět na Obr. 25 tak zvyšováním hodnoty P_{aw} se záporný tlak v inspiračním rameni snižuje. Hodnoty záporných tlaků pro OO a IP uspořádání se shodují, jelikož se při měření shodovalo i nastavení parametrů ventilátoru především poměr $P_{aw}/\Delta P$, který mi tento tlak ovlivňuje. Pro IPO uspořádání se už tlak liší z důvodu zavedeného odporu a také poměr $P_{aw}/\Delta P$ se liší. Pro všechna uspořádání je detekovatelný záporný tlak v celém rozsahu nastavovaného P_{aw} . Z Obr. 25 je i vidět, že s vyšší rezistencí respiračního systému je tlak v inspiračním rameni vyšší respektive nižší podtlak.

Tab. 12: Naměřené hodnoty CO_2 v závislosti na měnícím se P_{IR} manipulované pomocí P_{aw} .

$P_{IR} - OO$ a $IP / P_{IR} - IPO$ (cmH ₂ O)	Koncentrace CO_2 (mmHg)	Koncentrace CO_2 (mmHg)	Koncentrace CO_2 (mmHg)
-42,471 -47,162	12,616	0,684	1,824
-40,636 -39,443	12,996	0,608	1,596
-35,649 -33,436	13,680	0,608	1,444
-32,243 -29,817	13,908	0,532	1,368
-27,716 -23,943	13,604	0,456	1,064
-25,330 -19,619	13,300	0,456	1,064
-22,209 -12,553	12,160	0,456	0,836
-18,467 -7,964	11,476	0,380	0,760
-15,286 -1,499	11,096	0,304	0,532



Obr. 26: Graf závislosti procentuálního úbytku CO₂ na záporném tlaku manipulovaného pomocí P_{aw} v inspiračním rameni.

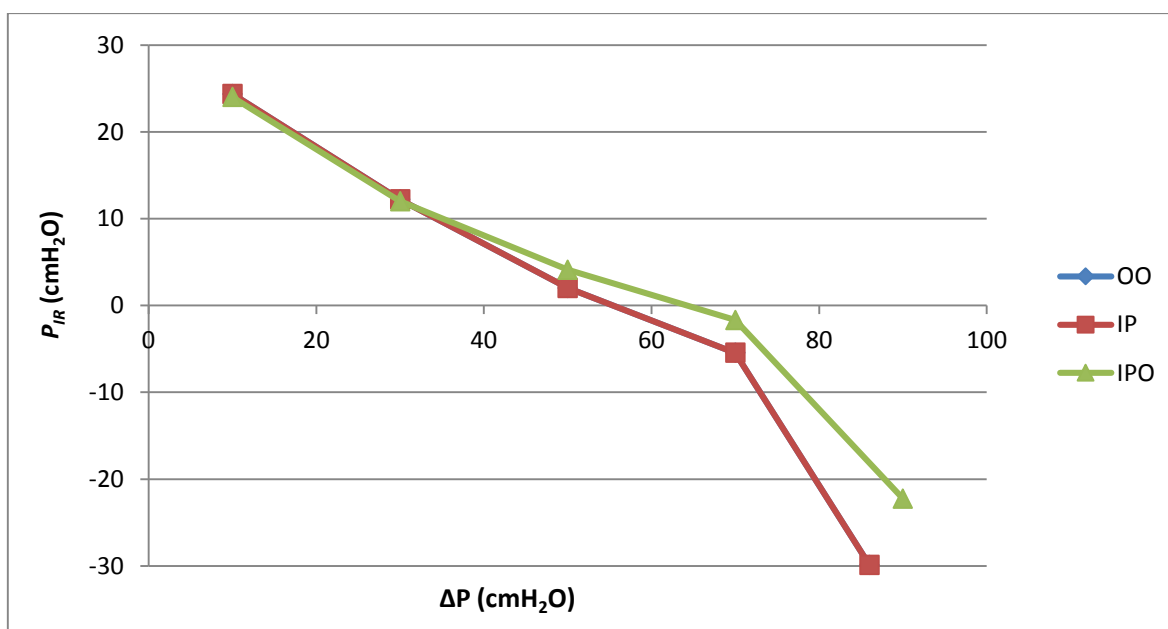
Z Obr. 26 je vidět, že zpětné nasávání CO₂ je přímo úměrné hodnotě záporného tlaku tedy podtlaku v inspiračním rameni. Se zvyšujícím se tlakem v inspiračním rameni koncentrace CO₂ klesá.

7.2.2 Tlak v inspiračním rameni v závislosti na nastavení ΔP

Při proměřování závislosti negativního tlaku na ΔP bylo na ventilátoru nastaveno: P_{aw} 34 cmH₂O frekvence 7 Hz, $F_{I O_2}$ 0,21, bias flow 30 l/min a doba inspiria 33 %. ΔP jsem nastavoval od 10 až po maximálně dosažené 86 cmH₂O a to po 20 cmH₂O u OO a IP uspořádání. U IPO uspořádání se mi díky zavedenému odporu podařilo získat hodnotu 90 cmH₂O. Naměřené hodnoty tlaků z tohoto měření jsou vyneseny v Tab. 13. V Tab. 14 jsou vyneseny hodnoty koncentrací CO₂ v závislosti na tlaku v inspiračním rameni, hodnoty tlaků jsou rozděleny dle uspořádání ze stejného důvodu jako v předešlé kapitole.

Tab. 13: Naměřené hodnoty tlaků v inspiračním rameni v závislosti na měnícím se ΔP .

ΔP (cmH ₂ O)	P_{IR} (cmH ₂ O) - OO	P_{IR} (cmH ₂ O) - IP	P_{IR} (cmH ₂ O) - IPO
10	24,361	24,361	23,994
30	12,196	12,196	11,992
50	1,999	1,999	4,109
70	-5,466	-5,466	-1,684
86/90	-29,898	-29,898	-22,253

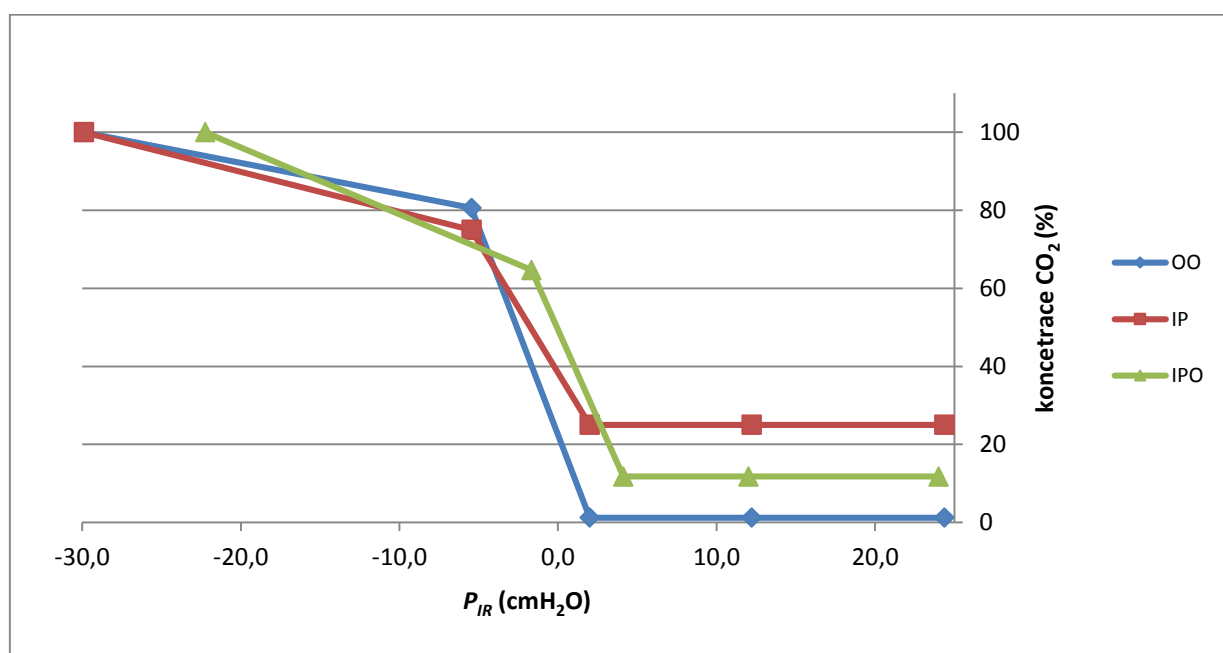


Obr. 27: Graf závislosti tlaku v inspiračním rameni na ΔP .

Z Obr. 27 je vidět, že se zvyšujícím ΔP , se v inspiračním rameni zvyšuje i naměřený negativní tlak pro všechna uspořádání měřícího okruhu. Negativní tlak respektive podtlak je detekovatelný až od hodnoty ΔP 70 cm H₂O. Z Tab. 13 je vidět, že stejně jako v předešlé kapitole se u uspořádání se zavedeným odporem snižuje podtlak.

Tab. 14: Naměřené hodnoty koncentrace CO₂ na měnícím se P_{IR} manipulované pomocí ΔP .

$P_{IR} - OO, IP /$ $P_{IR} - IPO$ (cmH ₂ O)	Koncentrace CO ₂ (mmHg)	Koncentrace CO ₂ (mmHg)	Koncentrace CO ₂ (mmHg)
24,361 23,994	0,152	0,152	0,152
12,193 11,992	0,152	0,152	0,152
1,999 4,109	0,152	0,152	0,152
-5,466 -1,683	10,108	0,456	0,836
-29,898 -22,253	12,540	0,608	1,292



Obr. 28: Graf závislosti procentuálního úbytku CO₂ na tlaku v inspiračním rameni manipulovaného pomocí ΔP .

Z Obr. 28 je vidět, že se zvyšujícím tlakem se zpětné nasávání CO₂ snižuje, až do doby kdy přestane být detekovatelné. CO₂ v inspiračním rameni bodě 51 cm od Y-spojky začne být detekovatelné, až když se objevuje i záporným tlak.

7.3 Porovnání insuflací CO₂ do okruhů

Insuflací CO₂ do okruhu jsem proměřoval pomocí průtokoměru mini-BUCK calibrator M-30. Průtok CO₂ jsem změřil pro každé uspořádání okruhu až po nastavení požadované normokapnie či hyperkapnie v carině při základním nastavení ventilátoru. Naměřené hodnoty jsou vyneseny v Tab. 15.

Tab. 15: Naměřené hodnoty průtoku CO₂ insuflovaného do okruhu.

	Ověřovaný okruh	Insuflace do plic	Insuflace do plic a zavedený odpor
Nastavené pCO₂ v carině (mmHg)	normokapnie - 40,280	normokapnie - 40,280	hyperkapnie - 50,920
Insuflace do okruhu (l/min)	1,250	0,465	0,891

Pro lepší ověření vlivu insuflačního bodu na zpětné nasávání CO₂ při mém měření, jsem nastavil jeden stálý průtok CO₂ insuflovaného do okruhu, který činil 0,5 l/min bez ohledu na nastavení normokapnie v carině. Toto měření jsem provedl při základním nastavení ventilátoru pouze pro OO a IP uspořádání a měřil koncentraci CO₂ v bodě 2,5 cm od Y-spojky. Při insuflaci do plic činila koncentrace CO₂ 12,616 mmHg a při insuflaci mezi carinou a tracheou činila 12,920 mmHg.

8 Diskuze

V mé bakalářské práci jsem ověřoval metody a postup měření autorů studie [1] a zaměřil se na část, kde pro experiment byly použity mechanické testovací plíce, které jsou k dispozici na naší fakultě. Při sestavení měřícího okruhu jsem se snažil co nejvíce přiblížit autorům ze studie [1] a to s přístrojovým vybavením, které mi bylo k dispozici v laboratorních podmínkách naší fakulty. Dále jsem navrhl nový způsob řešení simulace distribuovaného CO₂ do měřícího okruhu a sestavil dva nové okruhy, které by měl lépe charakterizovat reálného pacienta. Následně jsem zjišťoval, zdali se naměřené hodnoty z mých okruhů budou lišit s ověřovaným okruhem.

8.1 Ověření okruhu ze studie

Při sestavení ověřovaného okruhu jsem využil stejné komponenty, které jsou popsány ve studii a to vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B (Carefusion, USA), 8.00 mm endotracheální kanylu s manžetou, mechanické testovací plíce 5600i (Michigan instruments, USA) a jako zdroj simulovaného CO₂ lahev medicijního CO₂. Pro měření koncentrace jsem použil analyzátor CO₂ Anagas CD98 (Bacharach, USA). Ve studii autoři uvádí pouze grafické zobrazení hodnot, čili přesné hodnoty z jejich měření jsem neměl k dispozici. To byl jeden z hlavních důvodů, proč jsem se snažil ověřovaný okruh napodobit a získat tak přesnější hodnoty pro porovnání s mou navrženou metodou sestavení okruhu. Postup mého měření a nastavení parametrů okruhu byl popsán v kapitole 6.4. První nesrovnalost nastala již při kalibrační sekvenci pro nastavení insuflace CO₂ do okruhu, kde autoři popisují základní nastavení ventilátoru: P_{aw} 34 cmH₂O, *frekvence* 7 Hz, *bias flow* 30 l/min, $F_{I_{O_2}}$ 0,21, inspirační čas 33 % a ΔP 90 cmH₂O, při mém měření se mi na ověřovaném okruhu podařilo získat maximální hodnotu ΔP pouze 86 cmH₂O. Proto jsem používal při základním nastavení ventilátoru při proměřování ostatních sledovaných parametrů hodnotu ΔP 86 cmH₂O místo 90 cmH₂O. Při měření závislosti zpětného nasávání CO₂ a závislosti tlaku inspiračním rameni na ΔP nastavovali autoři ΔP až do 110 cmH₂O, tato hodnota ΔP při mém měření, byla daleko za hranicí mnou maximálně dosažitelné hodnoty ΔP . Problém s ΔP nastal i při tlakovém měření viz kapitola 7.2, kde autoři při proměřování závislosti tlaku v inspiračním rameni na P_{aw} , nastavili stálou hodnotu ΔP na 90 cmH₂O. Tuto hodnotu ΔP jsem při mém měření nedokázal dosáhnout u nižších hodnot P_{aw} a to od 20 cmH₂O až do 40 cmH₂O, jak je

vidět v Tab. 8, kde uvádím i jaké maximální ΔP jsem dokázal získat při daném P_{aw} . Autoři však závislost těchto dvou parametrů museli mít v povědomí, jelikož při měření zpětného nasávání CO_2 též v závislosti na měnícím se P_{aw} (kapitola 7.1.2), manipulovali hodnotu P_{aw} pomocí nastavení *bias flow*. *Bias flow* je parametr, který mi při svém zvyšování zvyšuje i hodnotu P_{aw} , ale nezměnil mi hodnotu ΔP , díky tomu se udržela stálá hodnota ΔP při měnícím se P_{aw} . Další nesrovnalost nastala při proměřování vlivu frekvence na zpětné nasávání CO_2 (kapitola 7.1.3), kde autoři začínali s nastavením *frekvence* od 2 Hz, přičemž nejnižší hodnota *frekvence* nastavitelná na našem ventilátoru byla 3 Hz, od které jsem začínal proměřovat. Jelikož hodnoty ze studie byly vyneseny jen do grafů, tak jsem pouze odhadoval nejbližší hodnoty koncentrací CO_2 , které autoři naměřili pro různá měření. Hodnoty koncentrací CO_2 z mého měření na ověřovaném okruhu přibližně odpovídaly hodnotám v grafech ve studii s odchylkou ± 2 mmHg. Tato odchylka byla nejspíše způsobena mým nepřesným odečítáním z grafů a také nedosažením stejných nastavených hodnot jako ve studii [1].

8.2 Porovnání měřících okruhů

Své laboratorní měření jsem prováděl na třech různých uspořádáních měřícího okruhu, kdy první jsem sestavoval dle již zmiňované studie (OO). V tomto okruhu je nastavena normokapie v carině a jako insuflační bod, kterým se vhání simulované CO_2 do okruhu je použit nástavec mechanických plic s vývodem, který se nachází mezi carinou a tracheou. To znamená, že simulované CO_2 je vháněno do okruhu až za plícemi. Z hlediska reálného stavu pacienta se CO_2 do exspirovaného vzduchu dostává už v plících, nikoli až za plícemi. Proto jsem pro druhý měřící okruh (IP) navrhl způsob jak insuflovat CO_2 přímo do mechanických plic a lépe tak simulovat reálný stav pacienta viz kapitola 6.3.1. Rozdíl v insuflačních bodech při nastavení stejného průtoku CO_2 do okruhu, nehledě na nastavení normokapie v carině, není podstatně znatelný. Při nastavení stejného průtoku CO_2 do okruhu 0,5 l/min při základním nastavení ventilátoru, jsem ve stejném bodě v inspiračním rameni (2,5 cm od Y-spojky) naměřil koncentraci CO_2 12,616 mmHg při insuflaci do plic a 12,920 mmHg při insuflaci za plícemi. Tento rozdíl v koncentracích CO_2 je způsobený pouze rozdílnou vzdáleností insuflovaného bodu od bodu měřícího. Logicky jde tedy vyvodit, že při insuflaci stejného průtoku CO_2 do bodu, který se nachází až za plícemi, tedy blíže k bodu měřícímu bude koncentrace CO_2 vyšší. Při insuflaci do vzdálenějšího bodu od bodu měřícího v mém případě do plic je naměřená koncentrace CO_2 nižší, jelikož CO_2 mělo více prostoru se odventilovat. Jinak tomu bylo při

nastavení požadované normokapnie v carině, zde už byl rozdíl značný. Porovnávám zde průtok CO₂, který vháním do insuflačních bodů. Při insuflování do bodu, který se nachází až za plícemi, je potřeba pro nastavení normokapnie v carině nastavit průtok CO₂ vháněného do okruhu na 1,250 l/min. Pro nastavení normokapnie v carině při insuflování CO₂ do plic je hodnota průtoku CO₂ vháněného do okruhu 0,465 l/min, což je více než 2,5 krát nižší průtok CO₂ insuflovaného do okruhu, než průtok při insuflaci za plíce. Tyto rozdíly průtoků insuflovaných do okruhů hrají velkou roli, při následném proměřování vlivu parametrů na zpětné nasávání CO₂. Naměřené koncentrace CO₂ při proměřování vlivu jednotlivých parametrů na těchto dvou uspořádáních okruhu, se mezi sebou lišily o více než jeden řád. Důvodem o tolik většího průtoku CO₂ insuflovaného do okruhu při insuflaci za plíce, je že průtok CO₂ musí překonat jednak zpětné strhávání, které je zapříčiněno oscilační membránou a také musí překonat větvení dýchacích cest, než se dostane do cariny, kde nastavuji požadovanou normokapnii. Zatímco při insuflaci do plic se průtok CO₂ dostane do cariny mnohem snáze a stačí tedy menší průtok CO₂ pro nastavení normokapnie. Velký vliv na tento rozdíl průtoků CO₂ vháněných do insuflačních bodů, má i stálé proudění čerstvé plynové směsi do okruhu (*bias flow*). Právě toto proudění je charakteristické pro HFV a je základem pro mechanismy výměny plynů při HFV popsané docentské habilitační práci profesora Roubíka [10]. Třetí okruh (IPO) je sestaven tak, aby co nejvíce odpovídal reálnému pacientovi s ARDS, který se prezentuje nejen sníženou poddajností plic, ale i zvýšenou rezistencí respiračního systému a poruchou ventilační mechaniky, ta je doprovázená hyperkapnií a hypoxémií. Takže kromě nového insuflačního bodu (plíce), zavádím do okruhu průtočný odpor Rp 5, k zvolení tohoto odporu jsem se inspiroval ze studie [15] (viz kapitola 3.1.3) a nastavuji hyperkapnii. Hypoxémii při mém experimentu neuvažuji, jelikož při mém praktickém měření nemám způsob jak jí simulovat. Nastavený průtok CO₂ pro dosažení hyperkapnie (50,920 mmHg) v carině, který byl insuflovaný do okruhu činil 0,891 l/min, což je přibližně dvakrát tak větší průtok než při nastavení normokapnie. Díky zavedenému odporu jsem mohl při proměřování vlivu jednotlivých parametrů na zpětné nasávání CO₂ nastavit ΔP na 90 cmH₂O. Při zavedení vyššího odporu tedy Rp 20 do tohoto uspořádání s nastavenou hyperkapnií při základním nastavení ventilátoru, bylo zpětné nasávání v 51 cm od Y-spojky téměř nedetekovatelné, ale při tomto zavedeném odporu bylo možné získat ΔP až 120 cmH₂O. Tlakové měření jsem s tím to odporem již neprováděl, zajímalo mě pouze, jaký vliv bude mít vyšší odpor na zpětné nasávání CO₂. Hodnoty koncentrací CO₂ z různých měření na okruzích s insuflaci do plic (IP, IPO) se mezi sebou až tak rapidně nelišily, jako tomu bylo ve srovnání s okruhem s insuflaci až za plíce (OO), kde s hodnoty liší o jeden řád. Při skoro dvojnásobném

průtoku CO₂ do okruhu při IPO uspořádání oproti IP uspořádání jsem očekával značný rozdíl v naměřených hodnotách koncentrací CO₂, avšak rozdíl těchto hodnot nebyl až tak rapidní, přepokládám že příčinou menšího rozdílu je právě mnou zavedený odpor při IPO uspořádání. Z toho usuzuji, že s vyšším odporem dýchacích cest se snižuje zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene. Z hlediska naměřených hodnot z mnou navržených okruhů a okruhu ověřovaného, jsou hodnoty z mých okruhů blíže reálnému pacientovi. To je podloženo ve studii [1], kde mimo jiné prováděli experiment na živých prasatech, hodnoty z experimentu na prasatech byly též nižší než hodnoty z ověřovaného okruhu, přičemž u prasat ani nebyla simulována snížená poddajnost plic. S ověřovanou studií je spojena studie [31], ve které autoři popisovali chování CO₂ během HFOV na zjednodušeném modelu elektrického okruhu. Tento model využíval elektro-akustické analogie a inspiruje se právě ověřovanou studií [1], kde byl zvolen insuflační bod CO₂ až za plícemi. Tento nevhodně zvolený bod spatně charakterizuje reálného pacienta a zanedbává tak mechanismy výměny plynů při HFOV.

8.3 Vliv ventilačních parametrů

Ovlivnění parametrů na zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene bylo pro všechna tři uspořádání měřicího okruhu stejné, jak je znázorněno v Tab. 7. Zvyšováním *frekvence*, P_{aw} a *bias flow* toto zpětné nasávání CO₂ snižujeme a zvyšováním ΔP zpětné nasávání CO₂ zvyšujeme. Chování CO₂ v inspiračním rameni v závislostech na měnícím se parametru pro všechna tři uspořádání je znázorněno na Obr. 21 až 24. Se vzrůstající vzdáleností od Y-spojky v inspiračním rameni se koncentrace CO₂ snižuje, jak je vidět na Obr. 20. U uspořádání měřicího okruhu s insuflací za plíce (OO) je u parametrů, které snižují zpětné nasávání CO₂ (*bias flow*, P_{aw} , *frekvence*), jasně detekovatelné zpětné nasávání v celém rozsahu nastavovaných hodnot. Na rozdíl od ostatních dvou uspořádání (IP, IPO), kdy se v několika případech, při nastavení vyšší hodnoty parametru, který snižuje zpětné nasávání CO₂, se zpětné nasávání v bodě 51 cm od Y-spojky již neobjevuje. Toto je zapříčiněno nižším průtokem CO₂, který je insuflován do okruhů při uspořádáních s insuflací do plic a pozicí insuflačního bodu, jelikož z insuflačního bodu, který se nachází až za plícemi se CO₂ dostává do inspiračního ramene snáží. Parametr ΔP je hlavní příčinou zpětného nasávání CO₂. U všech třech uspořádání okruhů je zpětné nasávání pro bod 51 cm od Y-spojky nedetekovatelné do nastavené hodnoty ΔP 50 cmH₂O viz Tab. 9, od této hodnoty se pak křivka závislosti CO₂ láme a vzrůstá, viz Obr 27. Domnívám se, že důvodem proč se při nastavení ΔP nad 50 cmH₂O začne objevovat

toto zpětné nasávání, je že má negativní amplituda oscilační membrány má takový objem, který dokáže vytvořit podtlak natolik vysoký, aby dokázal zpětně nasát CO₂ právě do 51 cm od Y- spojky v inspiračním rameni.

8.4 Tlakové měření

Záporný tlak v inspiračním rameni je jasně detekovatelný při nastavení ΔP 70cm H₂O a výš pro všechna uspořádání viz Tab. 13. Spolu se záporným tlakem se v inspiračním rameni objevuje i zpětné nasávání CO₂ viz Tab. 14 a právě s rostoucím podtlakem se zvyšuje i zpětné nasávání CO₂. Se zvyšujícím se P_{aw} tlak v inspiračním rameni stoupá a snižuje tak podtlak zatímco zvyšujícím se ΔP vytváří vyšší podtlak. Při zavedení odporu do okruhu celkový tlak stoupne a tím se sníží podtlak vytvořený oscilační membránou. Jak již bylo zmíněno v kapitole 8.2 má zavedený odpor vliv na podtlak v inspiračním rameni a tím snižuje zpětné nasávání CO₂ do inspiračního ramene.

9 Závěr

V bakalářské práci jsem ověřoval okruh autorů ze studie [1]. Tento okruh jsem se snažil co nejvíce napodobit s přístrojovým vybavením, které bylo k dispozici v laboratorních podmínkách naší fakulty, viz kapitola 6.2. Při ověřování jsem narazil na několik nesrovnalostí, které jsou popsány v diskuzi v kapitole 8.1. Poté jsem navrhl nový způsob simulování distribuce CO₂ do patientského okruhu a sestavil dvě nová uspořádání, viz kapitola 6.3, které lépe charakterizují reálného pacienta. Na všech třech okruzích jsem prováděl měření zpětného nasávání CO₂ do inspiračního ramene v závislosti na měnícím se ventilačním parametru HFO ventilátoru SensorMedics 3100B, čili zjišťoval jsem, jak daný parametr ovlivňuje zpětné nasávání CO₂. Zároveň jsem pro všechny tři okruhy proměřil tlak v inspiračním rameni během ventilace. Ve výsledcích, viz kapitola 7, následně porovnávám naměřené hodnoty z jednotlivých uspořádání. Ve všech uspořádáních měly jednotlivé parametry stejný vliv na zpětné nasávání CO₂. Jediným parametrem, který při svém zvyšování zvyšuje i zpětné nasávání exspirovaného vzduchu do inspiračního ramene, je amplituda oscilační membrány (ΔP). Při mém měření se zpětné nasávání na všech okruzích objevilo, až od nastavení hodnoty ΔP nad 50 cmH₂O. Takže předpoklad, že zpětné nasávání způsobuje právě tato amplituda oscilační

membrány, je správný. Ostatní sledované parametry *bias flow*, P_{aw} a *frekvence* při svém zvyšování snižovaly zpětné nasávání. Z hlediska naměřených hodnot z experimentálního měření se hodnoty koncentrace CO_2 získané z ověřovaného okruhu lišily s hodnotami získanými z mnou navržených okruhů přibližně o jeden řád. Čili rozdíl mezi mou navrženými okruhy a okruhem ověřovaným je značný, kdy hodnoty z ověřovaného okruhu byly o řád vyšší. Z hlediska sestavení okruhů, se mnou sestavené okruhy více blíží skutečnosti a lépe tak charakterizují reálného pacienta. Proto při reálném stavu zpětné nasávání CO_2 nebude zdaleka dosahovat tak vysokých hodnot, jako jsou hodnoty uvedené ve studii [1], to koresponduje s druhým experimentem ve studii, kde je prováděno měření na živých prasatech bez simulace snížené poddajnosti plic a naměřené hodnoty jsou nižší než u měření na ověřovaném okruhu. Hodnoty z ověřovaného okruhu sice neodpovídají reálnému pacientovi, ale díky těmto vyšším hodnotám je CO_2 detekovatelné v celém rozsahu nastavovaných hodnot sledovaných parametrů a lépe se sledují jeho změny v závislosti na nastavení těchto parametrů. Insuflace simulovaného CO_2 do okruhu popsaná ve studii [1] je z hlediska realizace nejjednodušším způsobem provedení, jelikož využívá již zakomponovaný vývod v mechanických plicích, který slouží pro měření proximálního tlaku, zatímco pro můj způsob insuflace se musel vytvořit vhodný přípravek. Další zjištění z mého měření je, že na zpětné nasávání CO_2 má vliv i odpor dýchacích cest, kdy s vyšším odporem toto zpětné nasávání klesá, viz diskuze. Z tlakového měření lze vyvodit, že se zpětné nasávání CO_2 objevuje spolu se záporným tlakem v inspiračním rameni. Záporný tlak v inspiračním rameni byl při mém měření detekovatelný od nastavení hodnoty ΔP 70 cmH₂O a výš. Fyziologický vliv zpětného nasávání CO_2 do patientského okruhu při HFOV na ventilaci pacienta nebyl ještě charakterizován. Předpokládá se, že zpětné nasávání CO_2 může mít negativní vliv na ventilaci pacienta, tím že zvýší celkový mrtvý prostor dýchacích cest a přispět tak k hyperkapnii. Výsledky této práce můžou následně pomoci k navržení strategie managementu nastavení HFO ventilátoru, které zabrání těmto negativním účinkům.

Seznam obrázků

OBR. 1: PRINCIPIÁLNÍ SCHÉMA VYSOKOFREKVENČNÍHO OSCILAČNÍHO VENTILÁTORU	8 -
OBR. 2: VYSOKOFREKVENČNÍ OSCILAČNÍ VENTILÁTOR SENSORMEDICS TYPU B.....	12 -
OBR. 3: SCHÉMA OSCILÁTORU.....	13 -
OBR. 4: HLAVNÍ PANEL HFO VENTILÁTORU SENSORMEDICS 3100B.....	14 -
OBR. 5: HLAVNÍ PANEL OSCILÁTORU - ΔP , % INSPIRAČNÍHO ČASU A FREKVENCE	17 -
OBR. 6: OVLIVNĚNÍ VENTILACE.	17 -
OBR. 7: HLAVNÍ PANEL OSCILÁTORU - ALARMY	18 -
OBR. 8: MECHANICKÉ TESTOVACÍ PLÍCE 5600I.	19 -
OBR. 9: CO ₂ ANALYZÁTOR ANAGAS CD98.....	20 -
OBR. 10: TLAKOVÝ SNÍMAČ IMON.	21 -
OBR. 11: PRŮTOKOMĚR MINI- BUCK CALIBRATOR M-30.	22 -
OBR. 12: SCHÉMA OVĚŘOVANÉHO PACIENTSKÉHO OKRUHU	25 -
OBR. 13: NÁSTAVEC S VÝVODEM, POUŽITÝ JAKO INSUFLAČNÍ BOD.....	26 -
OBR. 14: SCHÉMA NOVÉHO USPOŘÁDÁNÍ PACIENTSKÉHO OKRUHU.	27 -
OBR. 15: PŘÍPRAVEK PRO INSUFLACI CO ₂ DO MECHANICKÝCH PLIC.	27 -
OBR. 16: ZAPOJENÍ PŘÍPRAVKU PRO INSUFLACI CO ₂ DO MECHANICKÝCH PLIC.	28 -
OBR. 17: SCHÉMA NOVÉHO USPOŘÁDÁNÍ PACIENTSKÉHO OKRUHU S NOVÝM ZPŮSOBEM INSUFLACE CO ₂ A ZAVEDENÝM ODPOREM. R- ZAŘAZENÝ PRŮTOČNÝ ODPOR.....	29 -
OBR. 18: MECHANICKÉ PLÍCE SE ZAVEDENÝM ODPOREM A INSUFLACÍ CO ₂ DO PLIC.....	29 -
OBR. 19: KOMERČNĚ DOSTUPNÝ PARABOLICKÝ REZISTOR.....	30 -
OBR. 20: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO ÚBYTKU CO ₂ V INSPIRAČNÍM RAMENI NA VZDÁLENOSTI OD Y-SPOJKY.....	34 -
OBR. 21: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO ÚBYTKU CO ₂ V INSPIRAČNÍM RAMENI NA PAW.	35 -
OBR. 22: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO ÚBYTKU CO ₂ V INSPIRAČNÍM RAMENI NA FREKVENCI.....	37 -
OBR. 23: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO ÚBYTKU CO ₂ V INSPIRAČNÍM RAMENI NA BIAS FLOW.....	38 -
OBR. 24: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO NÁRŮSTU CO ₂ V INSPIRAČNÍM RAMENI NA ΔP	39 -
OBR. 25: GRAF ZÁVISLOSTI ZÁPORNÉHO TLAKU V INSPIRAČNÍM RAMENI NA PAW.	42 -
OBR. 26: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO ÚBYTKU CO ₂ NA TLAKU V INSPIRAČNÍM RAMENI MANIPULOVANÉHO POMOCÍ PAW	43 -
OBR. 27: GRAF ZÁVISLOSTI ZÁPORNÉHO TLAKU V INSPIRAČNÍM RAMENI NA ΔP	44 -
OBR. 28: GRAF ZÁVISLOSTI PROCENTUÁLNÍHO ÚBYTKU CO ₂ NA TLAKU V INSPIRAČNÍM RAMENI MANIPULOVANÉHO POMOCÍ ΔP	45 -

Reference

- [1] BOSTICK, Adam W., et al. Inspiratory limb carbon dioxide entrainment during high-frequency oscillatory ventilation: characterization in a mechanical test lung and swine model. *Respiratory care*, 2012, 57.11: 1865-1872.
- [2] MOGANASUNDRAM, S., et al. High-frequency oscillation in adolescents. *British journal of anaesthesia*, 2002, 88.5: 708-711.
- [3] VENTRE, Kathleen M.; ARNOLD, John H. High frequency oscillatory ventilation in acute respiratory failure. *Paediatric respiratory reviews*, 2004, 5.4: 323-332.
- [3] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 208 s. ISBN 80-247-1190-7.*
- [4] MERKUNOVÁ, Alena; OREL, Miroslav. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. 304 s. ISBN 978-80-247-1521-6.*
- [5] KASAL, Eduard, et al. *Základy anesteziologie, resuscitace, neodkladné medicíny a intenzivní péče: pro lékařské fakulty. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2003, 197 s. ISBN 80-246-0556-2.*
- [6] SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka. Grada, as, Praha. ISBN 80-85623-79-X, 1993.*
- [7] PACHL, Jan, et al. *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2003. 374 s. ISBN 80-246-0479-5.*
- [8] Kamila Dorčáková, *Nekonvenční umělá plicní ventilace*, <http://zsf.osu.cz/>
- [9] LUNKENHEIMER, P. P., et al. Application of transtracheal pressure oscillations as a modification of “diffusion respiration”. *British journal of anaesthesia*, 1972, 44.6: 627-627.

- [10] Roubík, K.: *Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace*. [Docentská habilitační práce]. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2006. 157 s.
- [11] DOSTÁL, Pavel, et al. *Základy umělé plicní ventilace*. 2., rozšířené vydání. Praha : Maxdorf Jessenius, 2005. ISBN 80-7345-059-3
- [12] ASHBAUGH, D. G., et al. Ashbaugh DG, Bigelow DB, Petty TL, Levine BE. Acute respiratory distress in adults. *The Lancet*, Saturday 12 August 1967. *Critical care and resuscitation: journal of the Australasian Academy of Critical Care Medicine*, 2005, 7.1: 60- 61.
- [13] O'SULLIVAN, Finbar; ALHADDAD, Mohammed. Acute respiratory distress syndrome. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 2013, 14.10: 472-474.
- [14] MONAHAN, Laura J. Acute respiratory distress syndrome. Current problems in pediatric and adolescent health care, 2013, 43.10: 278-284.
- [15] BERNASCONI, M., et al. Respiratory compliance and resistance in mechanically ventilated patients with acute respiratory failure. *Intensive care medicine*, 1988, 14.5: 547-553.
- [16] <http://www.cheiron.eu/blog/product/vysokofrekvencni-ventilator-sensor-medics-3100-b>
- [17] 3100B High frequency oscillatory ventilator Operator's manual Literature number: 767
- [18] Sensormedics 3100 and 3100A High-Frequency Oscillatory Ventilator. In: Cairo JM. Pilbeam SP: *Mosby's Respiratory Care Equipment*, Mosby Inc., 2003
- [19] Koudelková, L.: *Postavení vysokofrekvenční ventilace při léčbě dětí s respiračním selháním*, [Dizertační práce]. Klinika dětské anesteziologie a resuscitace Lékařské fakulty Masarykovy university a Fakultní nemocnice Brno, 2008.
- [20] Clinical Training Program 3100B HFOV, VIASYS Healthcare.
Dostupné z: https://lane.stanford.edu/portals/forms/High_frequency_oscillator_ventilation.pdf

[21] Null, D.Perlmann JS': *High Frequency Oscillatory Ventilation: Disease Specific Clinical Manageinem Strategie*, [online].c 2008. last updated 2008 - 06-26 [cit. 2008-06-26]

[22] MODEL 5600i Dual Adult PNEUVIEW SYSTEM OPERATION MANUAL.

Dostupné z: https://www.michiganinstruments.com/ttl_op_manuals

[23] CO2 Analyzer2810/2815/2820 Instruction 19-9222,Operation & Maintenance Rev. 8 – March 2003 7164–101 Revision R

[24] MASOPUSTOVÁ, M. *Vliv tomografické roviny na vyšetření elektrickou impedanční tomografií u mužů a žen*. Kladno: 2014. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.

[25] Ort, V. *Možnost vzniku dynamické hyperinflace plic při HFOV*. Kladno: 2015. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.

[26] THE mini-BUCK CALIBRATOR, Model M-1, Model M-5,Model M-30 MAN-MINI REV-C 10/07/2005 Manual Part No. APB-108016

[27] SEDEEK, Khaled A., et al. Determinants of tidal volume during high-frequency oscillation. *Critical care medicine*, 2003, 31.1: 227-231.

[28] HAGER, David N., et al. Four methods of measuring tidal volume during high-frequency oscillatory ventilation. *Critical care medicine*, 2006, 34.3: 751-757.

[29] HAGER, David N., et al. Tidal volume delivery during high-frequency oscillatory ventilation in adults with acute respiratory distress syndrome. *CRITICAL CARE MEDICINE-BALTIMORE-*, 2007, 35.6: 1522.

[30] ROUBÍK, K., RÁFL, J. Poddajnost a rezistance v rigidních modelech respirační soustavy. *Lékař a technika*. 2009, roč. 39, č. 1, s. 32-38. ISSN 0301-5491.

[31] CHATBURN, Robert L.; EL-KHATIB, Mohamad F. *Carbon Dioxide Entrainment During High-Frequency Oscillatory Ventilation: A Model Analysis*. *Respiratory care*, 2012, 57.11: 1984-1988.

Seznam příloh

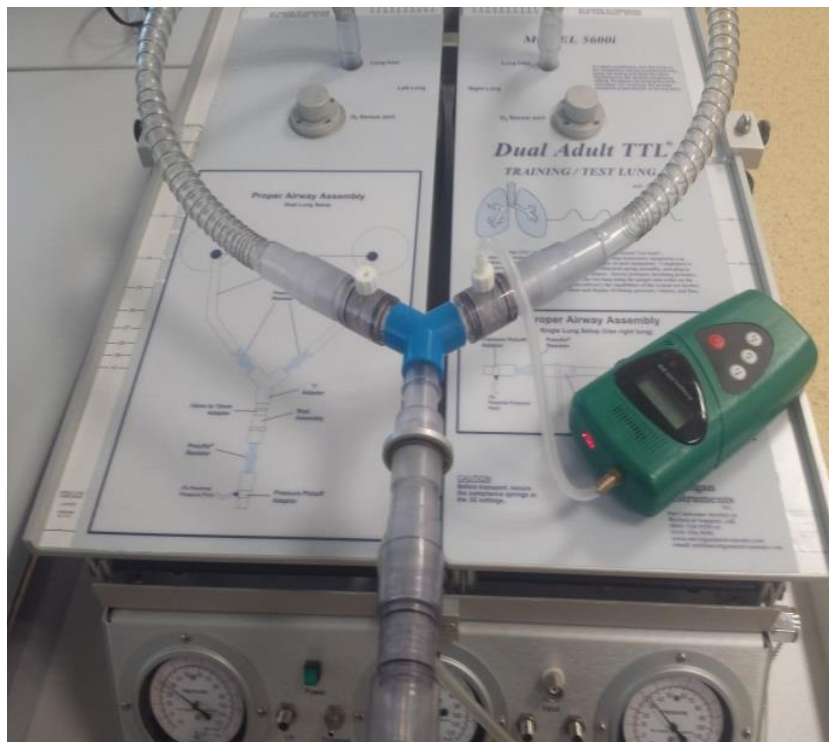
CD obsahující

- Elektronickou verzi této práce
- Zadání této bakalářské práce
- Abstrakt česky
- Abstrakt anglicky
- Klíčová slova

Přílohy

- **Příloha A:** Nastavení pCO₂ v carině.
- **Příloha B:** CO₂ lahev s redukčním ventilem.
- **Příloha C:** CO₂ analyzátor propojený s tenkou kanylou a zavedení do bodu 76 cm od Y-spojky.

Příloha A: Nastavení pCO₂ v carině.



Příloha B: CO₂ lahev s redukčním ventilem.



Příloha C: CO₂ analyzátor propojený s tenkou kanylou a zavedení do bodu 76 cm od Y-spojky.

