



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Vliv počtu řízených ventilů na podporu
spontánního dýchání během
vysokofrekvenční oscilační ventilace**

**The effect of the number of controlled valves
on support of spontaneous breathing during
high-frequency oscillatory ventilation**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Oksana Iushchak

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.

Kladno 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

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

Student: **Oksana Iushchak**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Vliv počtu řízených ventilů na podporu spontánního dýchání během HFOV**
Téma anglicky: The effect of the number of controlled valves on support of spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation

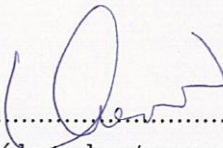
Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Zhodnoťte vliv počtu řízených ventilů v souvislosti s vlivem filtrace oscilací na podporu spontánního dýchání během vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV). Navrhněte řídicí algoritmus pro Demand-flow systém pro podporu spontánního dýchání během HFOV s jedním řízeným ventilem a důslednou filtrací vysokofrekvenčních oscilací. Ověřte činnost Demand-flow systému s navrženým řízením při laboratorních simulacích. Porovnejte výsledky se stávajícím regulátorem navrženým pro dva řízené ventily.

Seznam odborné literatury:

- [1] Ráfl J., Optimalizace umělé plicní ventilace: Podpora spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci, [Disertační práce], 2015, 138 s.
- [2] Roubík K., et al., Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator, IEEE Trans. Biomed. Eng., ročník 58, číslo 11, 2011
- [3] Roubík K., Nekonenční režimy umělé plicní ventilace. [Docentská habilitační práce], 2006, 157 s.

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.
Konzultant: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem *Vliv počtu řízených ventilů na podporu spontánního dýchání během vysokofrekvenční oscilační ventilace* vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně

.....

Oksana Iushchak

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce Ing. Jakubu Ráflovi, Ph.D., za jeho rady a čas, který mi věnoval při řešení dané problematiky.

ABSTRAKT

Vliv počtu řízených ventilů na podporu spontánního dýchání během vysokofrekvenční oscilační ventilace

Vysokofrekvenční oscilační ventilace je nekonvenčním typem mechanické umělé ventilace. V důsledku spontánního dýchání dospělého pacienta dochází ke zvětšení dechového úsilí. Pro redukci dechového úsilí byl vyvinut Demand-flow systém. Cílem bakalářské práce bylo modifikovat již navržený řídicí algoritmus DFS se dvěma řízenými ventily a s vylepšenou filtrací vysokofrekvenčních oscilací pro konfiguraci s jedním řízeným inspiračním ventilem. Během laboratorních simulací byla ověřena funkčnost navrženého řídicího algoritmu. Byly porovnány výsledky se stávajícím regulátorem navrženým pro dva řízené ventily.

Klíčová slova

Demand-flow systém, vysokofrekvenční umělá plicní ventilace, spontánní dýchání

ABSTRACT

The effect of the number of controlled valves on support of spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation

High-frequency oscillatory ventilation is an unconventional type of mechanical ventilation. As a result of adult patient's spontaneous breathing imposed breathing effort of a patient is growing. For reduction of imposed breathing effort was developed Demand-flow system. The aim of the bachelor thesis was to modify the already proposed control algorithm DFS with two control valves and with improved filtering of high-frequency oscillations for configuration with one controlled inspiratory valve. Functionality of the proposed control algorithm was verified during laboratory simulations. The results were compared to the already proposed control algorithm with two control valves.

Keywords

Demand-flow system, high-frequency oscillatory ventilation, spontaneous breathing

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	10
1.1 Přehled současného stavu.....	11
1.2 Cíle práce.....	14
2 Demand-flow systém.....	15
2.1 Uspořádání a princip fungování Demand-flow systému.....	15
2.2 Řízení Demand-flow systému	16
2.3 Regulátory	17
2.3.1 Proporcionálně-integračně-derivační regulátory	17
2.4 Filtrace vysokofrekvenční oscilace	18
3 Metody	19
3.1 Návrh řízení.....	19
3.2 Experimenty	20
3.2.1 Měření se simulací skokových změn průtoku	20
3.2.2 Měření s vysokofrekvenční oscilací a s použitím rigidní nádoby	23
3.2.3 Měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby	25
3.2.4 Měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby	27
3.3 Zpracování dat.....	27
4 Výsledky.....	30
4.1. Výsledky z měření se simulací skokových změn průtoku.....	30
4.2. Výsledky z měření s vysokofrekvenční oscilací a s použitím rigidní nádoby..	38
4.3. Výsledky z měření se simulací sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby	41
4.4. Výsledky z měření se simulací sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby	46
5 Diskuse.....	51
6 Závěr	53
Seznam použité literatury	54
Příloha A.....	56

Příloha B	57
Příloha C	60
Příloha D	63
Příloha E	64
Příloha F.....	66

Seznam symbolů a zkratek

Symbol/Zkratka	Jednotka	Význam
ARDS	-	Syndrom akutní respirační tísně
<i>CDP</i>	cmH ₂ O	Střední distenzní tlak
<i>CDP_{set}</i>	cmH ₂ O	Nastavený střední distenzní tlak
DFS	-	Demand-flow systém
HFO	-	Vysokofrekvenční oscilační
HFOV	-	Vysokofrekvenční oscilační ventilace
<i>iPTP</i>	cmH ₂ O·s	Navýšený pressure-time produkt
<i>iPTP_{sec}</i>	cmH ₂ O·s	Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu
<i>iWOB</i>	J	Navýšená dechová práce
MV	-	Mechanická ventilace
<i>p_{aw}</i>	cmH ₂ O	Tlak na vstupu do dýchacích cest, proximální tlak
<i>Q_{bias}</i>	L/min	Konstantní průtok patientským okruhem
<i>V_t</i>	ml	Dechový objem

1 Úvod

Podpora dýchání je nezbytná pro pacienty se selháním dýchání. Mechanická ventilace (MV) je efektivní záchranná technika pro pacienty s dechovou nedostatečností nebo selháním [1]. Mechanická ventilace se dále rozděluje na konvenční a nekonvenční typ ventilace. Řada studií ukázala, že konvenční metody plicní ventilace u mnoha pacientů se syndromem akutní respirační tísně (ARDS) mohou způsobit poškození plic. V důsledku nadměrného roztažení alveolů a opakované ho zhroucení a znovuotevření poškozených plicních jednotek může být vyvoláno respirační selhání [2].

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV, z angl. *High Frequency Oscillation Ventilation*) je nekonvenčním typem mechanické umělé plicní ventilace. Ventilace plic pacienta probíhá malými dechovými objemy (1–3 mL/kg) o vysoké frekvenci, čímž je omezeno nadměrné rozepínání alveolů. Při vysokofrekvenční oscilační ventilaci se používají frekvence až do 50 Hz, nejčastěji se používá frekvence v rozsahu 2–20 Hz [3]. HFOV umožňuje použití velmi malého dechového objemu, často menšího než anatomický mrtvý prostor. Ve srovnání s konvenčními metodami vysokofrekvenční oscilační ventilace zlepšuje výměnu plynů, podporuje rovnoměrné roztažení plic a zmenšuje poškození plic [2].

Ve své docentské habilitační práci prof. Karel Roubík popsal obecný mechanismus vysokofrekvenční oscilační ventilace: „Technika předpokládá aktivní inspirační i expirační fázi. Pacient je napojen na postranní rameno hlavní trubice, kterou proudí čerstvá zvlhčená ventilační směs. Tlakové pulzy generované pístem nebo membránou vysokou oscilační frekvencí vhná ventilační plyn endotracheální trubicí s těsnicí manžetou do pacienta a zpět. Proud čerstvé ventilační směsi v hlavní trubicí (tzv. bias flow) zabraňuje reinspiraci exspirovaného plynu. Na hlavní trubicí je několik ventilů, které zajišťují regulaci konstantního středního tlaku v dýchacích cestách a bezpečnost ventilačního režimu pro pacienta“ [4].

Při spontánním dýchání během vysokofrekvenční oscilační ventilace dospělí pacienti většinou cítili nepohodlí. Udržování spontánního dýchání je přitom významné z hlediska intenzivní péče o pacienta. Spontánní dýchání zlepšuje okysličení organismu, snižuje potřebu sedativ, zlepšuje hemodynamiku a snižuje dobu intenzivní péče. V studii [5] byla zhodnocena navýšená dechová práce, která se skládá z elastické a odporové práce, při ventilaci použitím HFO ventilátoru SensorMedics 3100B (Care Fusion, USA).

Simulátorem plic bylo simulováno spontánní dýchání pacienta. Umělé plíce vytvořeny uživatelem byly připojeny k HFO ventilátoru pomocí endotracheální trubice. Inspirační a expirační objemy proudění plynů a tlaky byly nasnímány v různých místech. Spontánní dechové frekvence, objem, velikost endotracheální trubice a nastavení ventilátoru byly nastaveny v rozsahu hodnot od novorozenců do dospělých. Rychlost proudění plynu byla nastavena na nízkou a na vysokou úroveň. Navýšená dechová práce byla vypočtena pomocí Campbellova diagramu. Závěrem této práce bylo to, že spontánní dýchání při HFOV u dětských i dospělých simulací mělo za následek zvětšení navýšené dechové práce (*iWOB* – z angl. *imposed work of breathing*), což vysvětlovalo nepohodlí u těchto pacientů při spontánním dýchání během HFOV. Úroveň navýšené dechové práce byla nižší při simulacích pro novorozence a kojence, proto tito pacienti snášejí spontánní dýchání během HFOV lépe. Vysoká úroveň proudění plynů snížila navýšenou dechovou práci [5].

V předchozích studiích se ukázalo, že pacienti cítili nepohodlí během HFOV v důsledku omezené kontinuální rychlosti proudění čerstvého plynu a z toho i vysoké hladiny navýšené dechové práce. Proto byl navržen Demand-flow systém (DFS), který by měl za úkol snížit navýšenou dechovou práci, a tedy potlačit nežádoucí účinky spontánního dýchání. Řídící algoritmus by měl detekovat dechové úsilí a regulovat objem průtoku inspiračním ventilem. Účinnost navrženého systému byla hodnocena během pilotního měření. Kvůli tomu byl Demand-flow systém opraven tak, aby byl schopen zaznamenávat spontánní dýchání pacienta a následně upravit objem proudění vzduchu. Závěrem této studie bylo, že při použití DFS navýšená dechová práce byla značně snížena na fyziologické hodnoty. Kolísání středního tlaku v dýchacích cestách způsobené spontánním dýcháním se výrazně snížilo. Potenciálně by použití DFS mohlo umožnit spontánní dýchání při HFOV v klinické praxi a taky by dřívější nasazení HFOV u pacientů [6].

1.1 Přehled současného stavu

Studie [7] vyhodnocovala účinek byl Demand-flow systému při provedení animálního experimentů s osmi prasaty. Během studia byla použita HFO ventilace bez a s Demand-flow systémem. Bylo vyvoláno poškození plic. Při spontánním dýchání byla aplikována HFOV, která fungovala během 30 minut s kontinuálním prouděním čerstvého plynu nebo s DFS pracujícím ve dvou různých nastaveních. Byly hodnoceny dechová

práce a výměna plynů. Ve ventilátoru byl střední tlak v dýchacích cestách udržován dvěma způsoby: nastavením velikosti kontinuálního proudění plynu a nastavením odporu expiračního balónkového ventilu. Při spontánním dýchání během HFOV se mění střední tlak v dýchacích cestách: čím více se tlak změní, tím vyšší je pracovní zátěž. Nasnímaná data byly zpracována v prostředí MATLAB. Pro eliminaci vysokofrekvenčních oscilací byl použit filtr typu dolní propust s vzorkovací frekvencí 2,5 Hz. Odfiltrovaný signál představoval změny proudění vyvolané spontánním dýcháním. Algoritmus DFS předpovídá střední tlak v Y-spojce. Kvůli spontánnímu dýchání je skutečný střední tlak jiný. Když DFS detekuje rozdíl mezi předpokládaným a skutečným tlakem, upravuje průtok čerstvého plynu k udržení stabilního průtoku a středního tlaku. Výsledkem této práce bylo snížení dýchací frekvence a zvýšení dechového objemu při použití HFOV s DFS ve srovnání s kontinuálním prouděním čerstvého plynu. Ventilace se zlepšila s Demand-flow systémem [7].

V následující studii [8] byly provedeny animální experimenty při mírném poškození plic. Na rozdíl od předchozích měření byla taky použita elektrická impedanční tomografie k hodnocení provzdušnění plic a výskytu hyperinflace. Během experimentu byl použit HFO ventilátor doplněný DFS, který byl naprogramován tak, aby udržoval konstantní tlak v Y-spojce patientského okruhu. DFS je schopen měnit proudění plynů od 0 do 160 L/min. Studie ukázala, že při spontánním dýchání během HFOV je zachováván objem plic a v kombinaci s DFS se zlepšuje ventilace dependentních zón plic. Nedošlo také k žádné významné hyperinflaci v důsledku spontánního dýchání. Tyto výsledky zdůrazňují důležitost zachování spontánního dýchání při ventilaci a ukazují na potřebu optimalizovat HFO ventilátory s cílem usnadnit spontánní dýchání pacienta [8].

Demand-flow systém byl dále optimalizován tak, aby fungoval co nejlépe během vysokofrekvenční oscilační ventilace. Během další studie [9] byl střední tlak v dýchacích cestách vrácen do původně nastavené hodnoty během 115 ms po začátku vdechu. DFS může rozšířit používání HFOV v klinické praxi. Hlavními výhodami použití DFS jsou: za prvé, eliminace změn středního tlaku v dýchacích cestách způsobených spontánním dýcháním, za druhé rychlá kompenzace objemu plynu výrazně snižuje dechovou zátěž pacienta.

V publikaci [9] byl Demand-flow systém podrobně popsán z technického hlediska. Základem Demand-flow systému je senzor tlaku, který detekuje spontánní dýchání pacienta. Signál ze senzoru je následně digitalizován pomocí A/D převodníku.

Software v řídicím počítači pak hodnotí odchylku středního tlaku od nastaveného středního tlaku a počítá potřebnou korekci průtoku plynu, která je potřebná k eliminaci odchylky. Následně je korekce přepočtená na diskrétní hodnoty řídicích napěťových signálů, které pak jsou v D/A převodníku převedeny na analogové signály ovládající inspirační řízený ventil. Pomocí zavírání nebo otevírání inspiračního ventilu je regulován průtok plynu v patientském okruhu [9].

V disertační práci [10] byl popsán optimalizovaný Demand-flow systém, pro který byl vytvořen řídicí algoritmus založený na kombinaci PID regulátoru a filtru vysokofrekvenčních oscilací. Digitální filtr představuje pásmovou zádrž, která má za úkol odfiltrovat tlak na vstupu dýchacích cest od složek s frekvencí 5 Hz a jejich celočíselných násobků. Požadavky na strmost pásmové zádrži při původní vzorkovací frekvence 500 Hz je možné dodržet pomocí digitálního filtru vyššího řádu, který ale způsobí příliš velké zpoždění signálu, které vzhledem ke hlavní úloze HFOV – rychle eliminaci změn středního tlaku – nechceme mít. Proto pro snížení vzorkovací frekvence na nižší hodnoty byla použita decimace, která obsahuje dolnoproustní filtr, který snižuje vzorkovací frekvenci. V použitém algoritmu je decimace použita dvakrát, nejdřív snižuje frekvence na 100 Hz a následně snižuje na 50 Hz. Následně je použit filtr typu pásmová zádrž pro filtraci tlaku na vstupu dýchacích cest. Dva řízené ventily, inspirační a expirační, byly umístěny nezávisle na konstantním průtoku ventilační směsi patientským okruhem HFO ventilátoru, což umožňuje oddělit HFOV a činnost DFS. Výsledky ukazují, že pro správné fungování DFS se dvěma řízenými ventily je na vstupu regulátoru nutná filtrace vysokofrekvenční oscilací ze signálu tlaku v patientském okruhu, která sice zpomaluje korekci tlakových výchylek v patientském okruhu regulátorem, nicméně zajišťuje, že regulátor DFS nerozkmitá řízené ventily a svými zásahy do proximálního tlaku nenaruší průběh HFOV a navazující výměnu krevních plynů [10].

V prvních studiích se Demand-flow systém používal s jedním řízeným inspiračním ventilem a bez důsledné filtrace vysokofrekvenčních oscilací. Řízený inspirační ventil měl za úkol měnit průtok plynu patientským okruhem na hodnoty větší, nebo i menší než nastavený konstantní průtok. Experimentálně se prokázalo, že původní uspořádání DFS nebylo schopno kompenzovat spontánní dýchání, které bylo větší než nastavená hodnota konstantního průtoku patientským okruhem. Proto byl vyvinut DFS pro práci se dvěma řízenými ventily – inspiračním a expiračním [10]. Řízený inspirační ventil v novém uspořádání umožňuje trvalý průtok patientským okruhem stejný nebo

větší než původně nastavený průtok. Snižování průtoku je řízeno expiračním ventilem. Nová verze DFS obsahovala také řídicí systém, který lépe odděloval vysokofrekvenční oscilace v měřeném signálu tlaku od spontánního dýchání pacienta: ve srovnání s původní verzí DFS byla filtrace oscilací výrazně zlepšena. Dosud ale nebyl otestován DFS s jedním řízeným inspiračním ventilem a s vylepšenou filtrací vysokofrekvenčních oscilací.

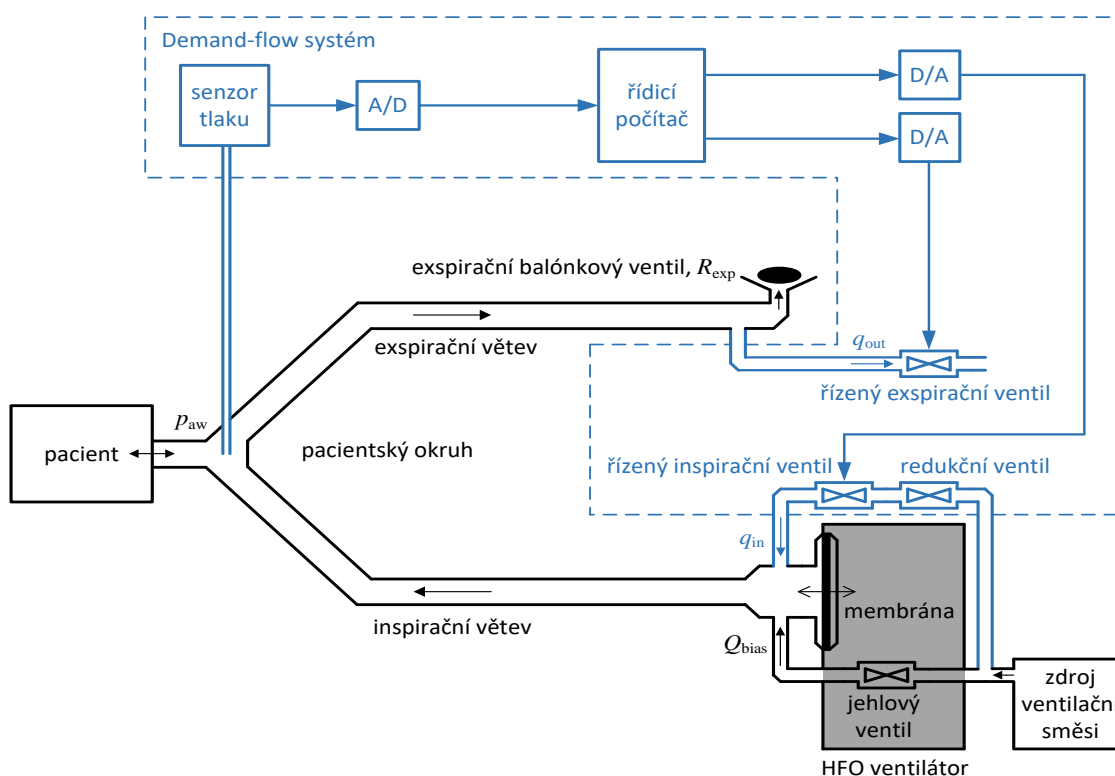
1.2 Cíle práce

Hlavním cílem bakalářské práce je zjistit, jak se bude chovat Demand-flow systém ve starším uspořádání s jedním řízeným inspiračním ventilem, ale s výraznou filtrací vysokofrekvenčních oscilací, ve srovnání s verzí DFS se dvěma řízenými ventily a filtrací vysokofrekvenčních oscilací. Dílčí cíle práce byly stanoveny následně: navrhnout pro variantu DFS s jedním řízeným ventilem řídicí algoritmus, který by v sobě zahrnoval filtrace vysokofrekvenční oscilací; provést měření, srovnání a hodnocení pro měřené veličiny, a to zejména navýšeného pressure-time produktu (*iPTP* z angl. *imposed pressure-time product*); experimentálně ověřit, jestli navržená varianta DFS je schopna stejně dobře podporovat spontánní dýchání během HFOV jako dřívější verze DFS se dvěma řízenými ventily; zhodnotit vliv DFS s jedním řízeným ventilem na dechový objem během HFOV a také porovnat s vlivem DFS se dvěma řízenými ventily.

2 Demand-flow systém

2.1 Uspořádání a princip fungování Demand-flow systému

Vysokofrekvenční oscilační (HFO) ventilátor SensorMedics 3100B s jeho patientským okruhem a s připojeným Demand-flow systémem je znázorněn na Obr.2.1. Ve standardním nastavení konstantní průtok patientským okruhem (Q_{bias}) je nastavován pomocí jehlového ventilu, do kterého vstupuje ventilační směs, která následně proudí inspirační větví a expirační větví a expiračního balónkového ventilu. Ke stejnému zdroji je paralelně připojen řízený inspirační ventil, který dodává objemový průtok do inspirační větve. Pro snížení a stabilizaci tlaku plynu na vstupu řízeného inspiračního ventilu je použit redukční ventil. Požadovaný střední distenzní tlak je tedy manuálně nastavován pomocí Q_{bias} a odporu expiračního balónkového ventilu. Vydechovaný vzduch je odváděn do expirační větve patientského okruhu.



Obr. 2.1. Vysokofrekvenční oscilační ventilátor, patientský okruh a s připojeným Demand-flow systémem. Převzato z [10].

Při spontánním dýchání dochází ke změně proudění plynu a ke změně středního distenzního tlaku. Při nádechu dochází k poklesu aktuální hodnoty středního distenzního tlaku CDP , tj. tlak na vstupu dýchacích cest p_{aw} klesá pod nastavenou hodnotu středního distenzního tlaku CDP_{set} . Při výdechu vzrůstá CDP nad hodnotou CDP_{set} . HFO ventilátor

není schopen samostatně kompenzovat změnu průtoku plynu a kolísání CDP při spontánním dýchání pacientu. V důsledku čeho dochází ke zvýšení dechového úsilí pacienta, které může být popsáno pomocí navýšené dechové práce $iWOB$ a navýšeného pressure-time produktu $iPTP$.

Demand-flow systém měří aktuální tlak p_{aw} , který následně převádí na napěťový signál, ze kterého je pak vyhodnocen rozdíl mezi aktuálním CDP a CDP_{set} . Následně software vypočítává potřebnou korekci průtoku, pro eliminaci rozdílu. Vypočítána korekce je následně převedena na analogový signál pro ovládání řízených ventilů (jednoho nebo dvou v závislosti na konfiguraci).

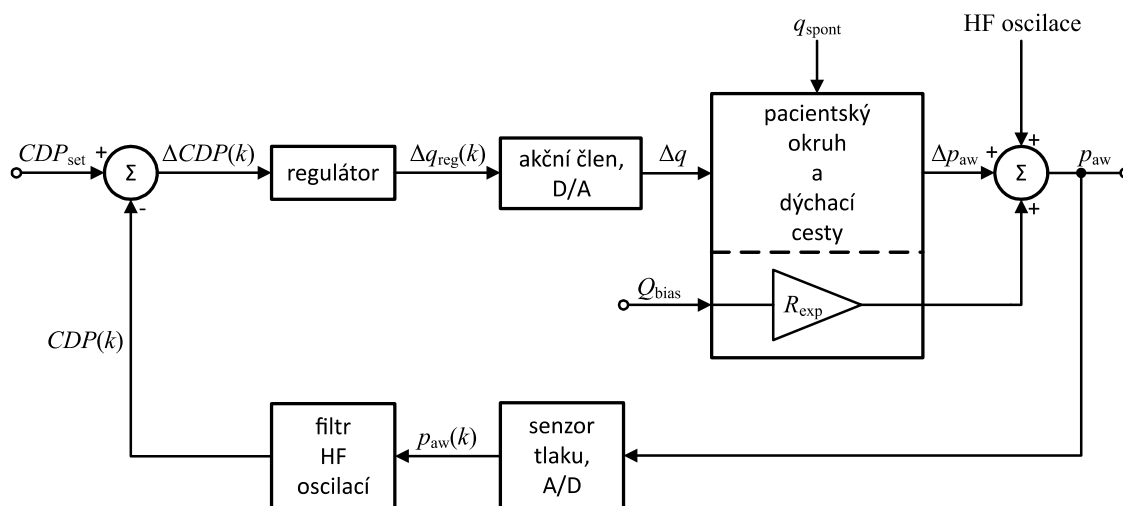
V bakalářské práci byly srovnány různé konfigurace Demand-flow systému: posledně navržená konfigurace se dvěma řízenými ventily [10] a původní konfigurace s jedním řízeným inspiračním ventilem, při kterém průtok plynu v patientském okruhu Q_{bias} je udržován pomocí zavírání nebo otevírání jenom inspiračního ventilu.

2.2 Řízení Demand-flow systému

Řízení Demand-flow systému proběhlo pomocí prostředí Matlab a Simulink. Pro řízení DFS byly použity dva regulátory a obslužné bloky. Regulátory DFS měli za úkol zmenšovat rozdíl mezi nastavenou hodnotou CDP_{set} a aktuální hodnotou CDP . Úkolem obslužných bloků je nastavení řízených ventilů dle pokynů regulátoru.

V rámci projektu byly použity regulátory navrhnuté v předchozích studiích [7, 8, 9, 10]: PIDF50 a PIDF50SPEC. Regulátory PIDF50 a PIDF50SPEC, které byli původně navrhnuté pro použití se dvěma řízenými ventily, byly v rámci bakalářské práce navrhnuté pro práci s jenom jedním řízeným inspiračním ventilem.

Schéma regulace středního distenzního tlaku během spontánního dýchání při HFO je znázorněna na Obr. 2.2. Vstupem regulátoru je rozdíl $\Delta CDP(k)$ mezi nastavenou hodnotou CDP_{set} a aktuální hodnotou v daném čase. Z regulátoru vystupuje vypočtená korekce průtoku $\Delta q_{reg}(k)$, která je následně přivedena na skutečnou změnu průtoku Δq a jde do patientského okruhu. V důsledku spontánního dýchání pacienta q_{spont} je dalším vstupem do patientského okruhu. Takže do patientského okruhu vstupuje nastavený průtok Q_{bias} . Výstupem z patientského okruhu je změna proximálního tlaku Δp_{aw} , ze kterého je následně získána aktuální hodnota středního distenzního tlaku v daném čase.



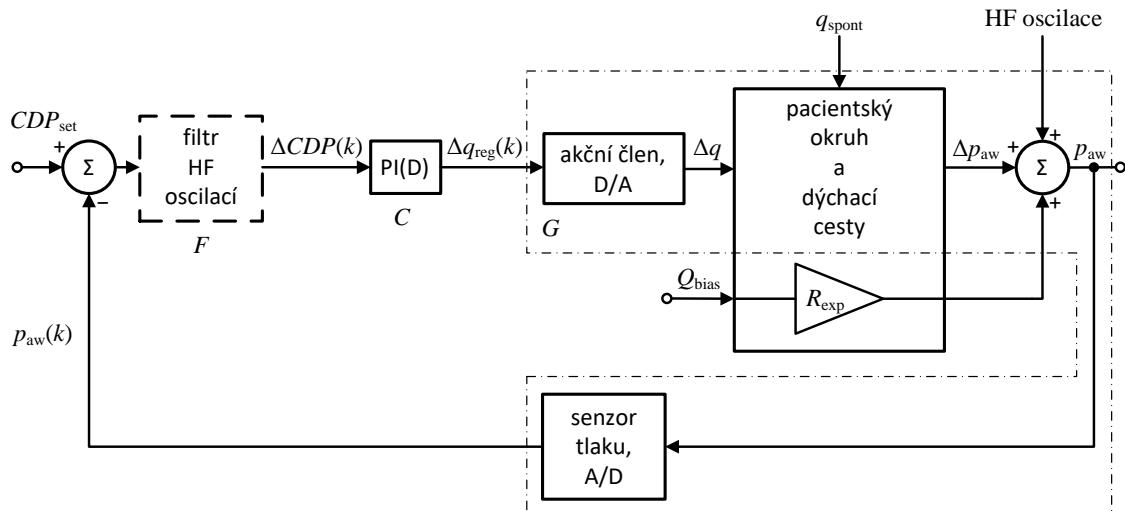
Obr. 2.2. Schéma regulace středního distenzního tlaku během spontánního dýchání při HFO. Převzato z [10].

2.3 Regulátory

2.3.1 Proporcionálně-integračně-derivační regulátory

Pro řízení DFS byly navrženy PID regulátory PIDF50 a PIDF50SPEC s filtrací HF oscilací na vstupu regulátoru pro ovládní jednoho řízeného inspiračního ventilu. Přičemž regulátor PIDF50SPEC je optimalizován pro řízení DFS v pracovním bodě $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Principiální schéma zpětnovazební smyčky DFS pro PID regulátor je zobrazeno na Obr. 2.3. Regulátory neobsahují filtrace vysokofrekvenční oscilací. Proto HF oscilace není odstraněna z měřeného proximálního tlaku p_{aw} . Takže do regulátoru vstupuje rozdíl mezi nastaveným středním distenzním tlakem a hodnotou tlaku p_{aw} .

Regulátor PIDF50 má nastavení pro pracovní bod HFO ventilátoru $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Regulátor PIDF50SPEC má nastavení pro pracovní bod HFO ventilátoru $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.



Obr. 2.3. Schéma regulace středního distenzního tlaku během spontánního dýchání při HFO pomocí PID regulátoru. Převzato z [10].

2.4 Filtrace vysokofrekvenční oscilace

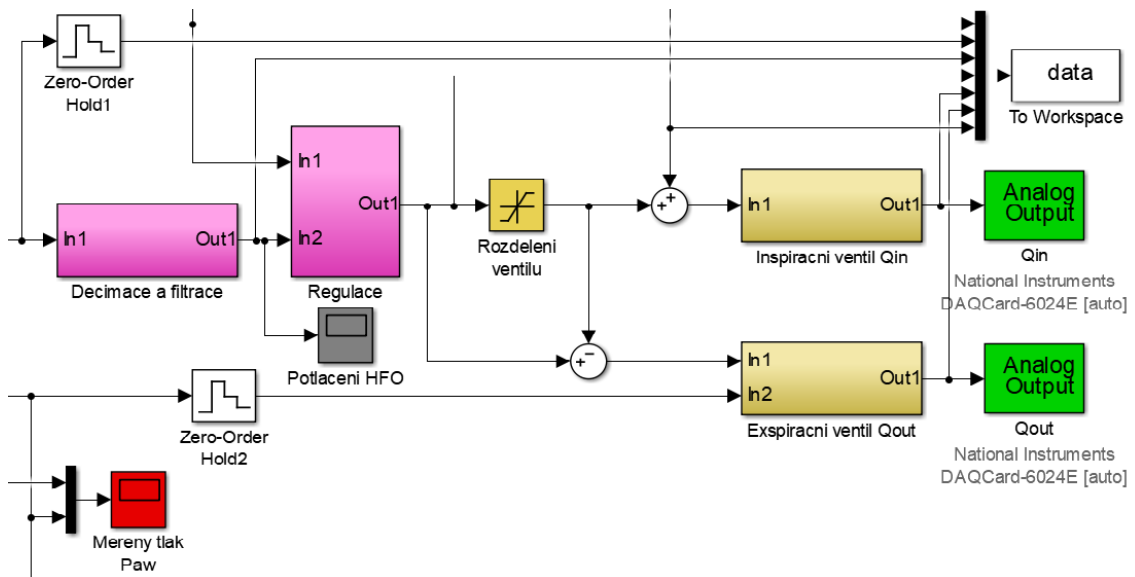
Digitální filtr představuje pásmovou zadrž, který má za úkol odfiltrout tlak na vstupu dýchacích cest p_{aw} od složek s frekvencí 5 Hz a jejich celočíselných násobků. Požadavky na strmost pásmové zadrž při původní vzorkovací frekvence 500 Hz je možné dodržet pomocí digitálního filtru vyššího řádu, který způsobí příliš velké zpoždění signálu, které vzhledem ke hlavní úloze HFOV nechceme mít. Proto pro snížení vzorkovací frekvence na nižší hodnoty byla použita decimace, která obsahuje dolnoproputsní filtr, který snižuje vzorkovací frekvence. V použitém filtru je decimace použita dvakrát, nejdřív snižuje frekvence na 100 Hz a následně snižuje na 50 Hz. Následně je použit filtr typu pásmová zadrž pro filtraci tlaku na vstupu dýchacích cest na frekvenci 5 Hz.

3 Metody

3.1 Návrh řízení

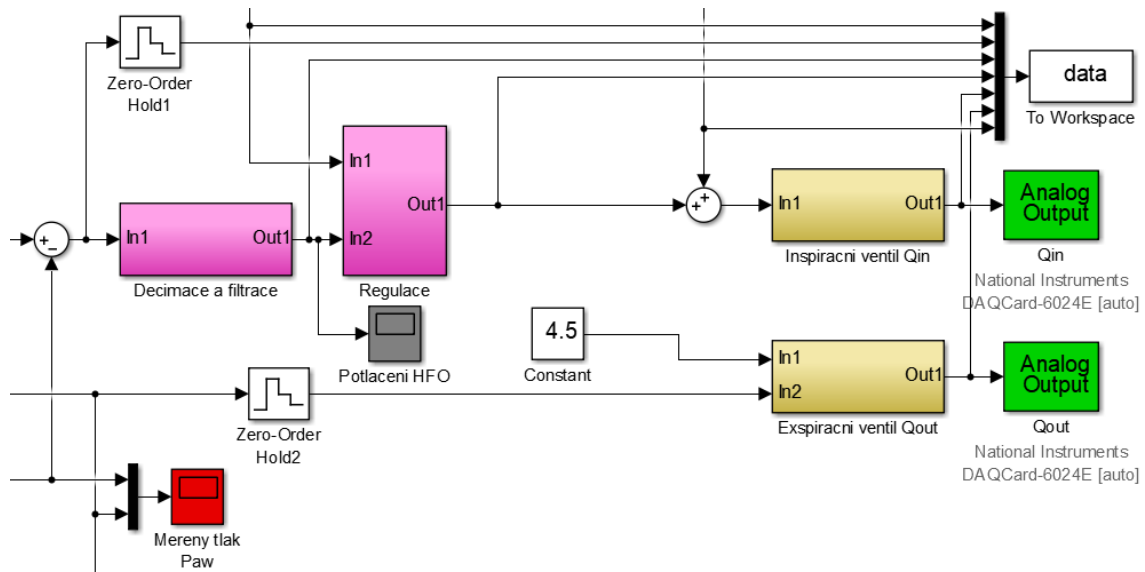
Pro hodnocení vlivu počtu řízených ventilů v souvislosti s vlivem filtrace oscilací na podporu spontánního dýchání během HFO ventilace byl navržen řídicí algoritmus pro Demand-flow systém s jedním řízeným ventilem a důslednou filtrací vysokofrekvenční oscilací. Navržený řídicí algoritmus byl vytvořen na základě proporcionálně-integračně-derivačního regulátoru s vylepšenou filtrací PIDF50. řídicí algoritmus nejprve filtruje proximální tlak p_{aw} a po filtraci vypočítává požadovanou korekci průtoku řízeným inspiračním ventilem ze znalosti konstantně nastavených průtoku patientským okruhem Q_{bias} a středního distenzního tlaku CDP_{set} . Algoritmus vznikl úpravou algoritmu pro Demand-flow systém se dvěma řízenými ventily, inspiračním a expiračním.

Na Obr. 3.1 je zobrazeno předchozí uspořádání regulační části DFS z [10]. Korekce rozdílu mezi nastavenou hodnotou CDP_{set} a aktuální hodnotou je prováděna pomocí dvou řízených ventilů, expiračního a inspiračního.



Obr. 3.1. Část původního řídicího algoritmu pro Demand-flow systém se dvěma řízenými ventily, inspiračním a expiračním.

Na Obr. 3.2 je znázorněna navržená část řídicího algoritmu pro DFS s jedním aktivním řízeným ventilem – inspiračním. Regulace aktuálního tlaku je prováděna jenom pomocí inspiračního řízeného ventilu.



Obr. 3.2. Část navrženého řídicího algoritmu pro Demand-flow systém s jedním řízeným ventilem – inspiračním. Expirační ventil je trvale uzavřen řídicím napětím 4,5 V.

Úplné schéma navrženého řídicího algoritmu v prostředí Simulink pro Demand-flow systém s jedním řízeným inspiračním ventilem je uveden v příloze A. Navržený řídicí algoritmus byl následně otestován.

3.2 Experimenty

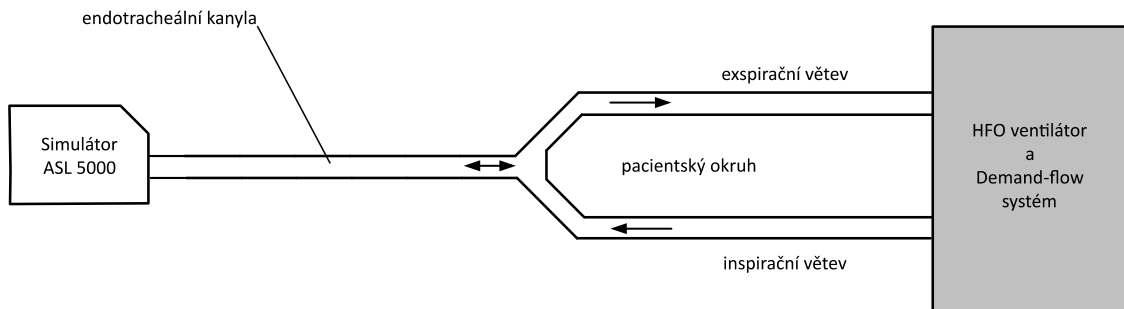
Pro ověření činnosti Demand-flow systému s navrženým řízením byla provedena experimentální měření pro různé průběhy simulací změn průtoku plynu z patientského okruhu a do patientského okruhu, které simulovaly spontánní dýchání. Měření byla provedena pomocí ventilátoru SensorMedics 3100B s připojeným Demand-flow systémem. Pro simulace dýchání byl použit simulátor plic ASL 5000 (IngMar Medical, USA). Simulátor plic ASL 5000 je aktivním modelem respirační soustavy, který je schopen simulovat dýchání dospělých, dětí nebo novorozenců. Uvnitř simulátoru je umístěn válec s pístem. Simulace je prováděna pomocí pohybu pístu dle požadovaných parametrů [11].

V následujících podkapitolách jsou uvedeny popisy všech provedených měření pro ověření činnosti DFS.

3.2.1 Měření se simulací skokových změn průtoku

Pro ověření činnosti DFS byla provedena první část měření tlaku při skokových změnách průtoku plynu v patientském okruhu HFO ventilátoru bez HF oscilací.

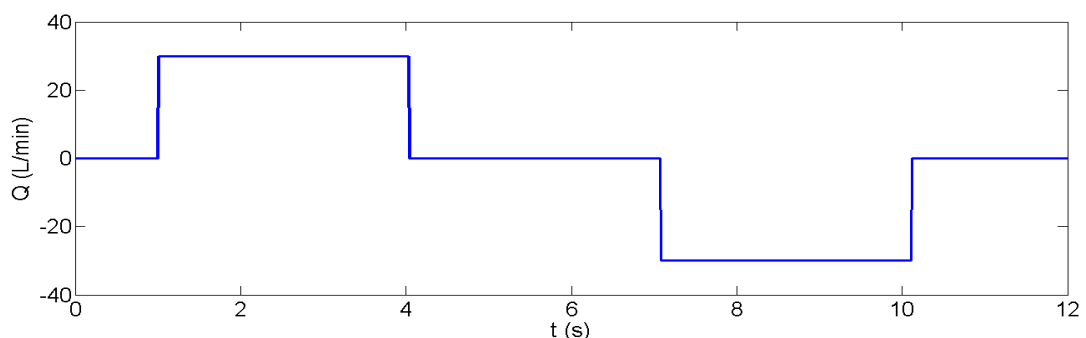
K patientskému okruhu ventilátoru byl připojen simulátor plic ASL 5000. Uspořádání soustavy je zobrazeno na Obr. 3.3.



Obr. 3.3. Schematické zapojení pro první část měření – simulace vlivu DFS na průběh HFOV při skokových změnách průtoku. Převzato z [10] a upraveno.

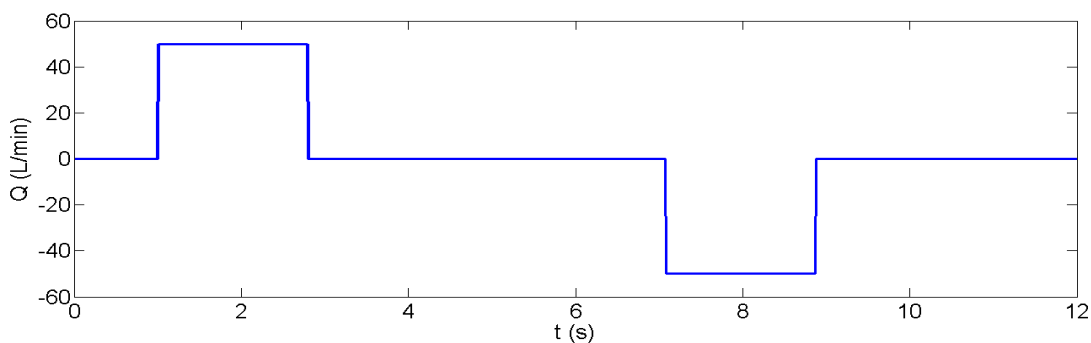
Simulace spontánního dýchání pomocí skokových změn byla provedena pro skokové změny průtoku o 30 L/min a o 50 L/min a pro dva pracovní body s nastavením CDP a Q_{bias} : 1) $CDP = 20$ cmH₂O, $Q_{bias} = 40$ L/min, 2) $CDP = 10$ cmH₂O, $Q_{bias} = 25$ L/min. Při skokových změnách průtoku docházelo ke změnám aktuální hodnoty středního distenzního tlaku CDP , které měl DFS kompenzovat. Při simulovaném spontánním nádechu docházelo k poklesu p_{aw} pod úroveň nastaveného CDP_{set} , při spontánním výdechu docházelo ke vzrůstu p_{aw} nad úroveň nastaveného CDP_{set} .

Při skokové změně průtoku o 30 L/min simulátor nejdříve začal skokem z nuly na úroveň průtoku 30 L/min a udržoval zvýšený průtok během 3 sekund (nádech). Následně byl průtok zastaven na 3 s. Za zastavením následovala další skoková změna v opačném směru během 3 s, která odpovídala výdechu. Následovalo další zastavení průtoku na 3 s. Jeden dechový cyklus trval celkem 12 s.



Obr. 3.4. Průběh skokové změny 30 L/min z nulového průtoku.

Při skokové změně o 50 L/min simulátor postupoval obdobně jako při skokové změně 30 L/min. Délky trvání nádechu a výdechu byly kratší než 2 s a délka zastavení prodloužena tak, aby jeden dechový cyklus trval celkem také 12 s.



Obr. 3.5. Průběh skokové změny 50 L/min z nulového průtoku.

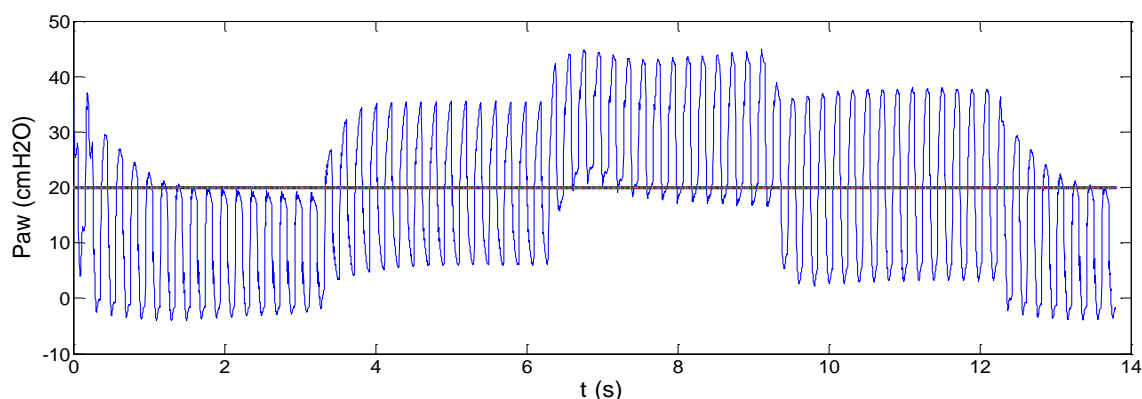
Během simulací skokové změny průtoku byly provedeny série tří po sobě jdoucích shodných cyklů pro každé nastavení ventilátoru a regulátoru DFS s vypnutou vysokofrekvenční oscilací na ventilátoru. Byly provedeny simulace pro první pracovní bod se skokovými změnami 30 L/min a 50 L/min a simulace pro druhý pracovní bod se skokovými změnami 30 L/min a 50 L/min bez regulace DFS. Následně byly provedeny stejné simulace jak s regulací DFS pro dva řízené ventily, tak i s navrženým řídicím algoritmem DFS pro jeden řízený inspirační ventil. Celkem bylo provedeno 12 simulací, jak je shrnuto v Tabulce 3.1.

Tabulka 3.1. Provedené měření se simulací skokových změn průtoku.

Skoková změna průtoku	Pracovní bod	Regulace systému
30 L/min	$CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS
		S regulací DFS pro 2 ventily
		S regulací DFS pro 1 ventil
	$CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS
	S regulací DFS pro 2 ventily	
	S regulací DFS pro 1 ventil	
50 L/min	$CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS
		S regulací DFS pro 2 ventily
		S regulací DFS pro 1 ventil
	$CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS
	S regulací DFS pro 2 ventily	
	S regulací DFS pro 1 ventil	

Bylo také provedeno 1 měření s HF oscilací pro znázornění činností HFO ventilátoru. Měření proběhlo pro skokovou změnu 30 L/min a pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Toto měření ale sloužilo jen pro kontrolu úplné

funkce HFOV bez aktivního DFS a nebylo dále zpracováno. Průběh proximálního tlaku p_{aw} je znázorněn na Obr. 3.6.

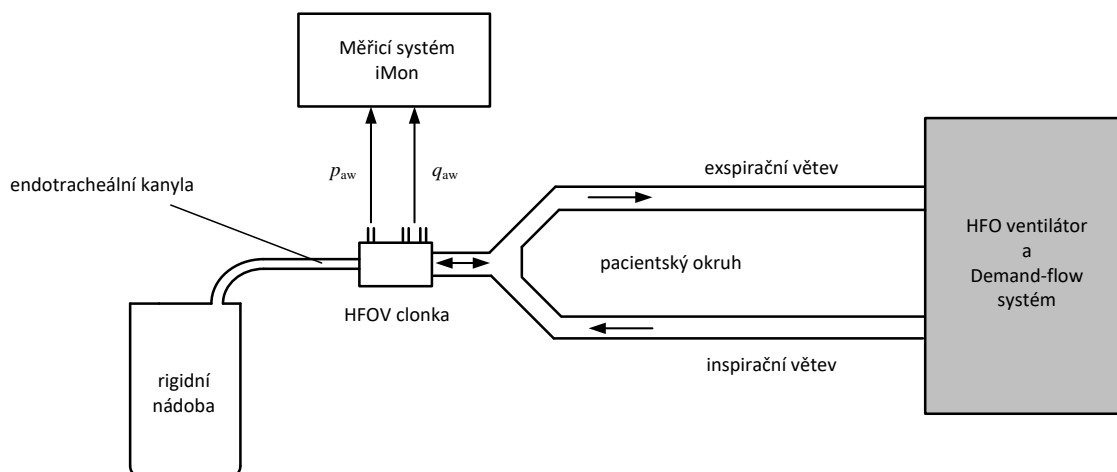


Obr. 3.6. Průběh proximálního tlaku p_{aw} během simulovaných obdélníkových dechů s HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ bez aktivního DFS.

3.2.2 Měření s vysokofrekvenční oscilací a s použitím rigidní nádoby

Druhá část měření byla provedena pomocí ventilátoru SensorMedics 3100B s připojeným DFS a s připojením rigidní nádoby – plastového barelu o objemu 50 L, který sloužil jako jednoduchý fyzický model respiračního systému člověka. Plastový barel představuje poddajnost plic. Během měření byly simulovány změny dechového objemu V_t během HFO ventilace po zapnutí DFS.

Použitý plastový barel byl napojen na okruh HFO ventilátoru přes endotracheální kanylu s průměrem 8 mm. Pro měření průtoku plynu do dýchacích cest q_{aw} a tlaku na vstupu dýchacích cest p_{aw} byla použita clonka systému iMon, která byla vložena mezi endotracheální kanylou a Y-spojku patientského okruhu HFO ventilátoru. Systém iMon byl použit pro měření tlaku a průtoku. V cloně je zúžení, pomocí kterého měříme rozdíl tlaku. Měřené veličiny q_{aw} a p_{aw} byly následně převedeny na volty a jejich hodnoty jsou ukládány do záznamu. Pro další zpracování signálů naměřené veličiny byly zpátečně převedeny na kPa. Pro přepočet tlaku na vstupu dýchacích cest z voltů na kPa byl použit koeficient 1,19, pro přepočet průtoku plynu do dýchacích cest z voltů na kPa byl použit koeficient 2,04. Měření tlaku a průtoku proběhlo se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Uspořádání soustavy je zobrazeno na Obr. 3.7.



Obr. 3.7. Schematické zapojení pro druhou část měření – simulace vlivu DFS na průběh HFOV. Převzato z [10].

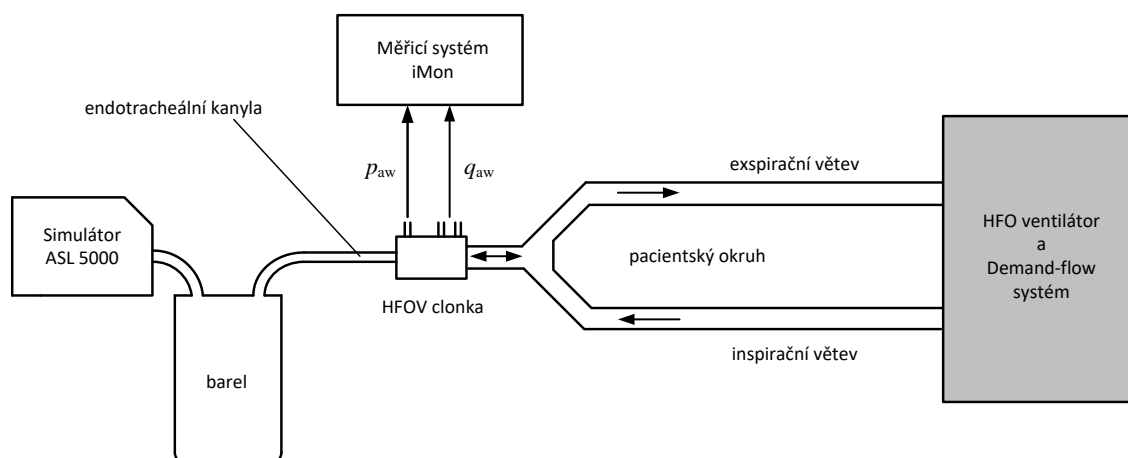
Během každého měření byla nejdříve rigidní nádoba ventilována HFOV bez aktivovaného řídicího algoritmu DFS minimálně 30 s. Následovaně byl spuštěn příslušný regulátor DFS a byl vytvořen další záznam minimálně 30 s. Měření bylo provedeno pro dva pracovní body $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ a pro dvě zapojení: s jedním řízeným ventilem – inspiračním a se dvěma řízenými ventily – inspiračním a expiračním. Měření bylo provedeno s amplitudou vysokofrekvenční oscilací $40 \text{ cmH}_2\text{O}$ a $70 \text{ cmH}_2\text{O}$ nastavenou na ventilátoru. Celkem bylo provedeno 8 měření, jak je shrnuto v Tabulce 3.2.

Tabulka 3.2. Provedené měření s vysokofrekvenční oscilací a s použitím rigidní nádoby.

Amplituda HF oscilací	Pracovní bod	Regulace systému
40 cmH ₂ O	$CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$	S regulací DFS pro 1 ventil
	$Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$	S regulací DFS pro 2 ventily
	$CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$	S regulací DFS pro 1 ventil
	$Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$	S regulací DFS pro 2 ventily
70 cmH ₂ O	$CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$	S regulací DFS pro 1 ventil
	$Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$	S regulací DFS pro 2 ventily
	$CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$	S regulací DFS pro 1 ventil
	$Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$	S regulací DFS pro 2 ventily

3.2.3 Měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby

V třetí části měření byla simulována podpora spontánního dýchání během HFOV pomocí DFS. Simulátor plic ASL 5000 byl připojen k jednomu otvoru plastového barelu pomocí endotracheální kanyly. Následovaně byla připojena stejná soustava použitá v měření z podkapitoly 3.2.2: ke druhému otvoru plastového barelu byla napojena Y-spojka patientského okruhu HFO ventilátoru. Mezi plastovým barelem a patientským okruhem byla vložena clonka systému iMon pro měření průtoku plynu do dýchacích cest q_{aw} a tlaku na vstupu dýchacích cest. Uspořádání soustavy je zobrazeno na Obr. 3.8.



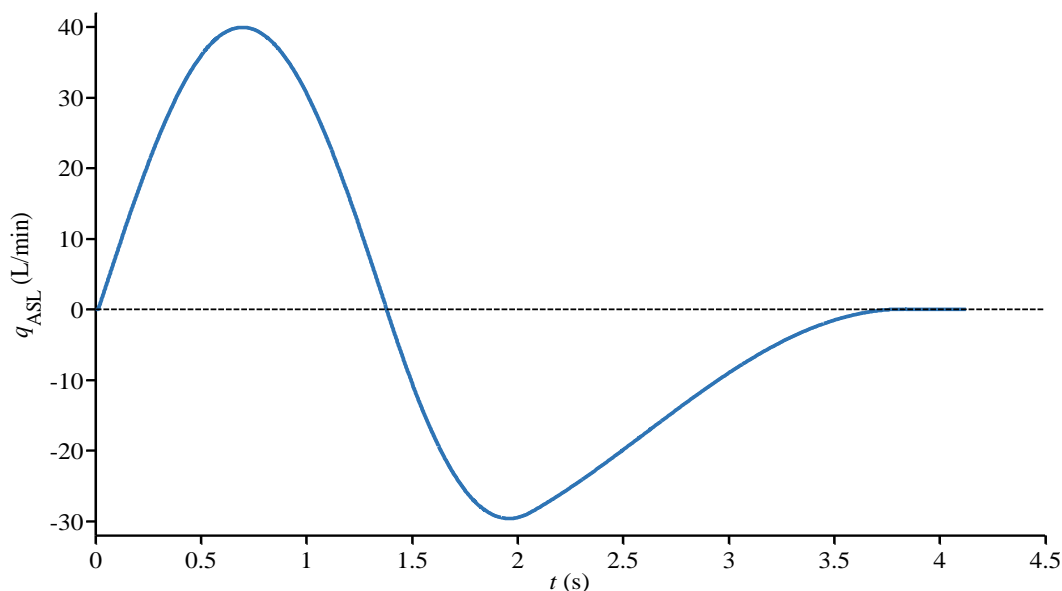
Obr. 3.8. Schematické zapojení pro třetí část měření – simulace podpory spontánního dýchání pomocí DFS během HFOV. Převzato z [10].

Pro ověření činnosti Demand-flow systému s navrženým řízením byla provedena měření tlaku při sinoexponenciálních změnách průtoku plynu v patientském okruhu HFO ventilátoru bez HF oscilací.

Simulace spontánního dýchání pomocí sinoexponenciálních změn průtoku byla provedena pro dva pracovní body: $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Měření bylo provedeno vždy v sérii tří po sobě jdoucích shodných cyklů pro každé nastavení ventilátoru a řídicího algoritmu DFS bez vysokofrekvenční oscilace na ventilátoru.

Při sinoexponenciálních změnách průtoku docházelo ke změnám aktuální hodnoty středního distenzního tlaku CDP , které měl DFS kompenzovat. Při spontánním nádechu docházelo k poklesu p_{aw} pod úroveň nastaveného CDP_{set} , při spontánním výdechu docházelo ke vzrůstu p_{aw} nad úroveň nastaveného CDP_{set} . Při sinoexponenciální změně simulátor nejdřív začal sinusoidou – nádechem, a pokračoval exponenciálním poklesem

– výdechem. Jeden dechový cyklus trval 4.1 s. Dechový objem nastaveného sinoexponenciálního průběhu byl 580 ml. Nastavený sinoexponenciální průběh průtoku pro jeden dechový cyklus je zobrazen na Obr. 3.9.



Obr. 3.9. Příklad sinoexponenciálního průběhu průtoku pro jeden dechový cyklus simulovaný na ASL simulátoru. Převzato z [10].

V této části bylo provedeno: 2 měření bez použití DFS pro dva pracovní body $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$, 2 měření s použitím DFS pro jeden řízený ventil (inspirační) pro dva pracovní body, 2 měření s použitím DFS pro dva řízené ventily (inspirační a expirační) pro dva pracovní body. Celkem bylo provedeno 6 měření, jak je shrnuto v Tabulce 3.3.

Tabulka 3.3. Provedené měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby.

Pracovní bod	Regulace systému
$CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS
	S regulací DFS pro 2 ventily
	S regulací DFS pro 1 ventil
$CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS
	S regulací DFS pro 2 ventily
	S regulací DFS pro 1 ventil

3.2.4 Měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby

V poslední části měření bylo použité stejné zapojení soustavy, jak je zobrazeno na Obr. 3.3. Pro ověření činnosti Demand-flow systému s navrženým řízením byly provedeny stejná měření tlaku při sinoexponenciálních změnách průtoku plynu v patientském okruhu HFO ventilátoru bez HF oscilací jako v předchozí části 3.2.3.

Simulace spontánního dýchání pomocí sinoexponenciálních změn průtoku byla provedena pro dva pracovní body: $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Měření bylo provedeno v sérii tří po sobě shodných jdoucích cyklů pro každé nastavení ventilátoru a řídicího algoritmu DFS bez vysokofrekvenční oscilace na ventilátoru. Celkem bylo provedeno 6 měření, jak je shrnuto v Tabulce 3.4.

Tabulka 3.4. Provedené měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby.

Pracovní bod	Regulace systému
$CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS S regulací DFS pro 2 ventily S regulací DFS pro 1 ventil
$CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$ $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$	Bez regulace DFS S regulací DFS pro 2 ventily S regulací DFS pro 1 ventil

3.3 Zpracování dat

Naměřené signály byly zpracovány v programu Matlab (Mathworks, USA). Nejdříve byl od naměřeného signálu tlaku odečten offset nulového tlaku. Pro redukcii šumu byl použit mediánový filtr. Následně byly určeny jednotlivé začátky dechových cyklů pro hodnocení dechového úsilí. Začátky dechových cyklů byly určeny ručně. Čas, kdy aktuální tlak p_{aw} začal klesat pod úroveň nastaveného tlaku CDP_{set} , byl identifikován jako začátek dechového cyklu (začátek inspiria). Začátek expiria byl určen ze znalosti nastavení simulovaného dechového cyklu. Během expiria aktuální tlak p_{aw} vzrůstá nad úroveň nastaveného tlaku CDP_{set} .

Pro hodnocení dechového úsilí pacienta pro měření z podkapitol 3.2.1, 3.2.3 a 3.2.4 byl použit navýšený pressure-time produkt $iPTP$, který vyjadřuje kumulativní

odchylku aktuálního tlaku p_{aw} od nastaveného tlaku CDP_{set} při spontánním nádechu a výdechu. Je to vlastně integrál p_{aw} v čase pro všechny hodnoty, kdy je tlak menší než CDP_{set} během nádechu a kdy je tlak větší než CDP_{set} během výdechu. Inspirační a expirační navýšený pressure-time produkt jsou vypočítány podle vztahů

$$iPTP_{insp} = \int_{(T_{insp})} (CDP_{set} - CDP(t))dt \quad (1)$$

$$iPTP_{exp} = \int_{(T_{exp})} (CDP(t) - CDP_{set})dt \quad (2)$$

Pro měření se simulací skokových změn průtoku čas T_{insp} byl určen jako čas od začátku nádechu (tj. začátku pochybu pístu v simulátoru a zmenšení aktuálního tlaku) do doby ustálení tlaku na původní úroveň, čas T_{exp} byl určen jako čas od začátku výdechu (tj. začátku pochybu pístu v simulátoru a vzrůstu aktuálního tlaku) do doby ustálení tlaku na původní úroveň. Pro měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku časy T_{insp} a T_{exp} byly určeny ze znalosti průběhu simulované změny průtoku.

Celkový pressure-time produkt byl spočítán jako součet inspiračního a expiračního pressure-time produktu:

$$iPTP_{celk} = iPTP_{insp} + iPTP_{exp} \quad (3)$$

Pro lepší porovnání $iPTP$ mezi jednotlivými měřeními byl vypočítán navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu $iPTP_{sec}$:

$$iPTP_{insp.sec} = \int_{(T_{insp.sec})} (CDP_{set} - CDP(t))dt \quad (4)$$

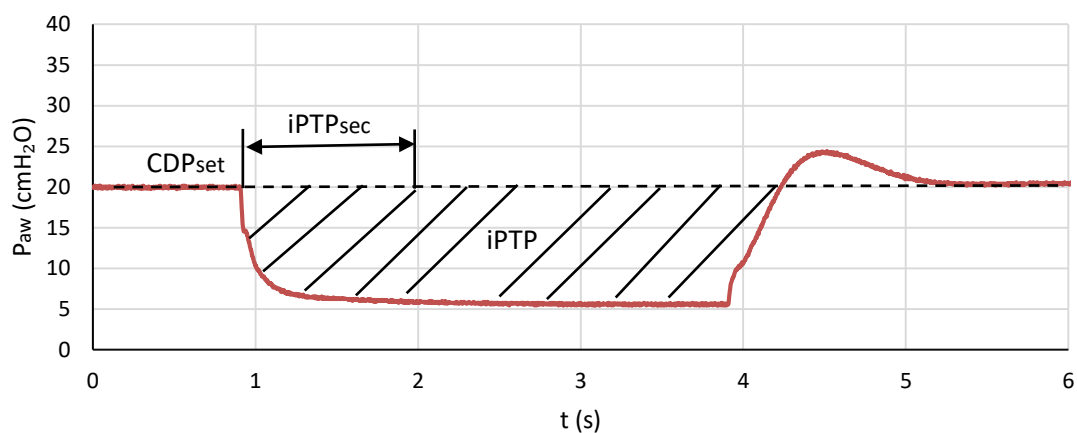
$$iPTP_{exp.sec} = \int_{(T_{exp.sec})} (CDP(t) - CDP_{set})dt \quad (5)$$

Čas $T_{insp.sec} = 1 s$ byl určen jako čas od začátku nádechu do 1 sekundy od začátku nádechu. Čas $T_{exp.sec} = 1 s$ byl určen jako čas od začátku výdechu do 1 sekundy od začátku výdechu.

Celkový pressure-time produkt za 1 sekundu byl spočítán jako součet inspiračního a expiračního pressure-time produktu za 1 sekundu:

$$iPTP_{celk.sec} = iPTP_{insp.sec} + iPTP_{exp.sec} \quad (6)$$

Na Obr. 3.10 je znázorněn vztah mezi naměřeným signálem $iPTP$ a $iPTP_{sec}$.



Obr. 3.10. Schéma ukazující vztah mezi naměřeným signálem $iPTP$ a $iPTP_{sec}$

Pro měření z podkapitoly 3.2.2 byl vypočítán průměrný dechový objem \bar{V}_t . Dechový objem V_t byl vypočítán integrací signálu průtoku q_{aw} v čase přes všechny nezáporné hodnoty v jednom HFO cyklu. Začátky HFO cyklu byly určeny ze záznamu p_{aw} . Výsledná hodnota \bar{V}_t byla vypočítána jako aritmetický průměr ze všech spočítaných dechových objemu pro HFO cykly.

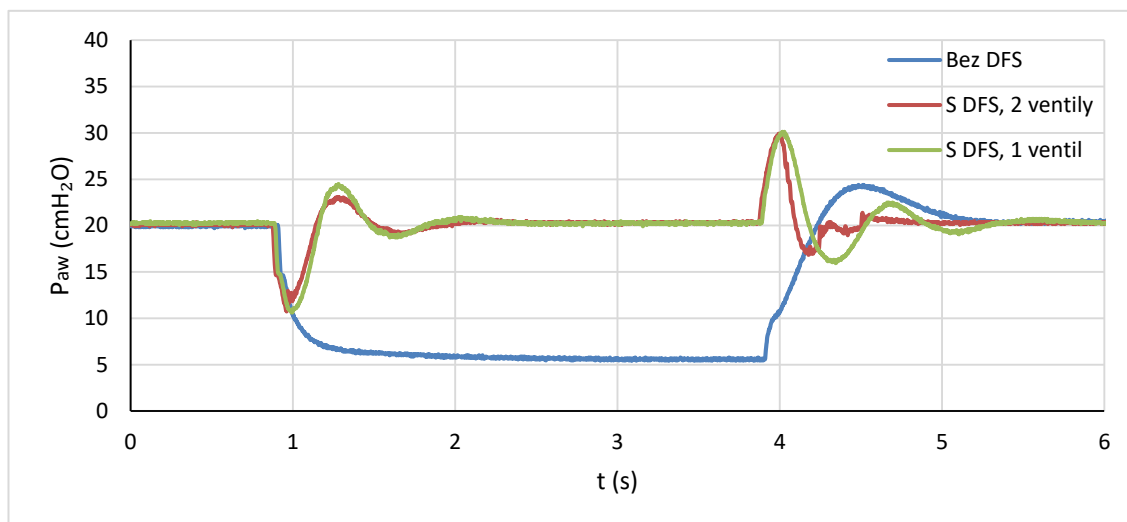
V příloze B jsou uvedeny zdrojové kódy pro výpočet navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ a dechového objemu V_t v prostředí Matlab.

4 Výsledky

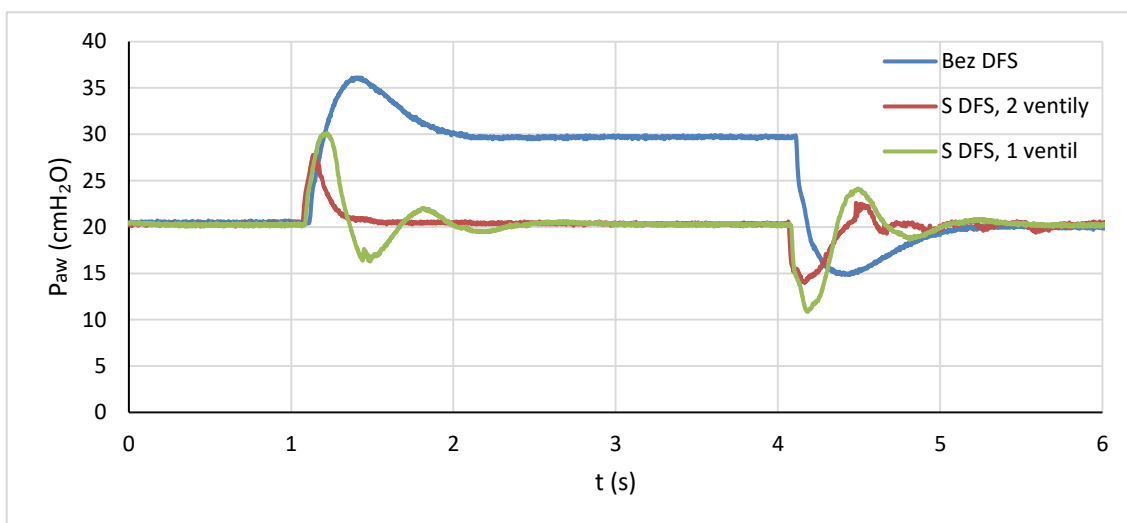
4.1. Výsledky z měření se simulací skokových změn průtoku

Pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$

Průběh měřeného tlaku p_{aw} při skokové změně 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.1 pro nádech (inspirium) a v grafu na Obr. 4.2 pro výdech (exspirium).

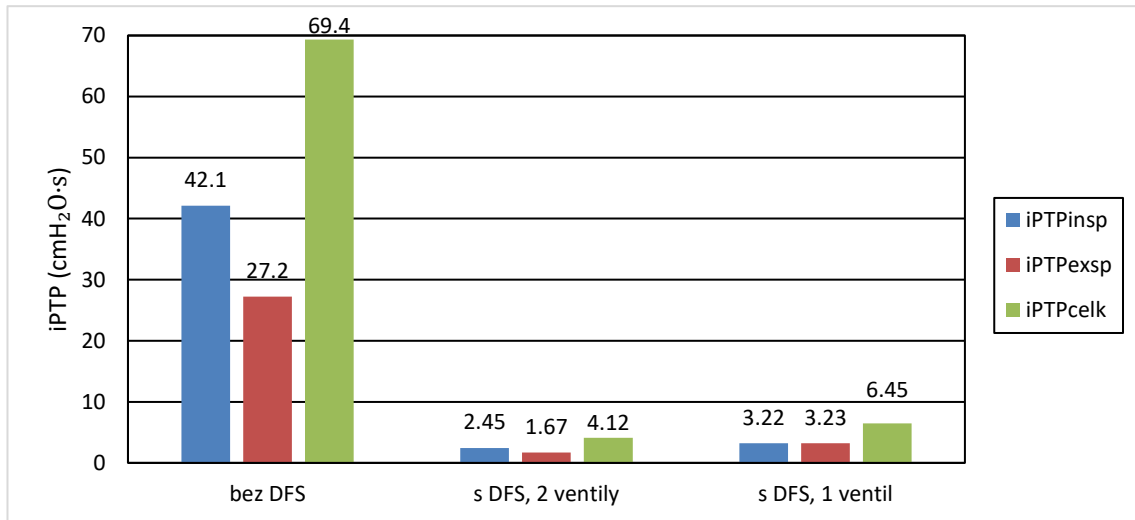


Obr. 4.1. Průběh proximálního tlaku p_{aw} během nádechu při simulaci obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

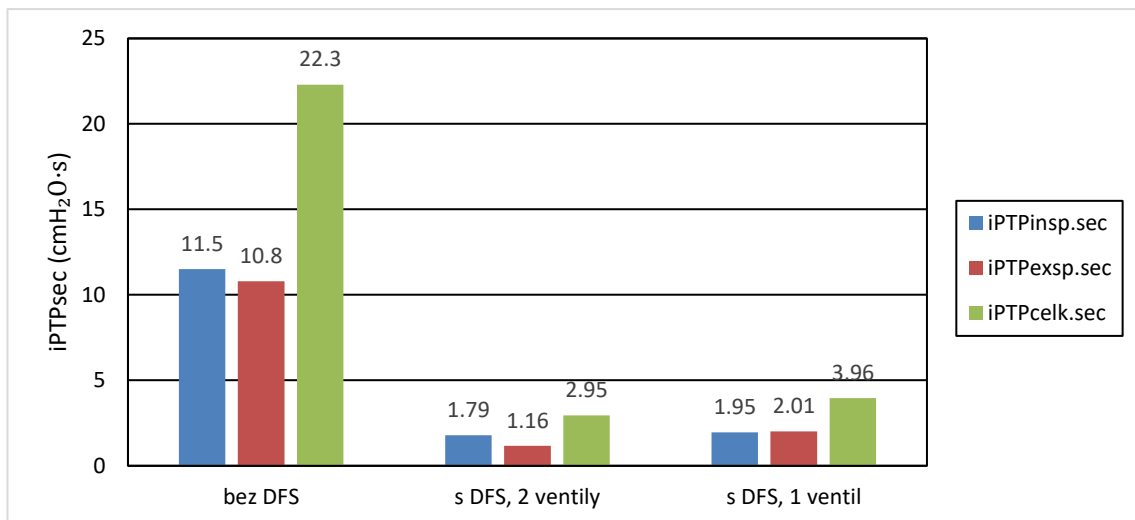


Obr. 4.2. Průběh proximálního tlaku p_{aw} během výdechu při simulaci obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulované obdélníkové dechy bez HFO pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a se skokovou změnou průtoku o 30 L/min jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.3. Na Obr. 4.4. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze C jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.3. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.



Obr. 4.4. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

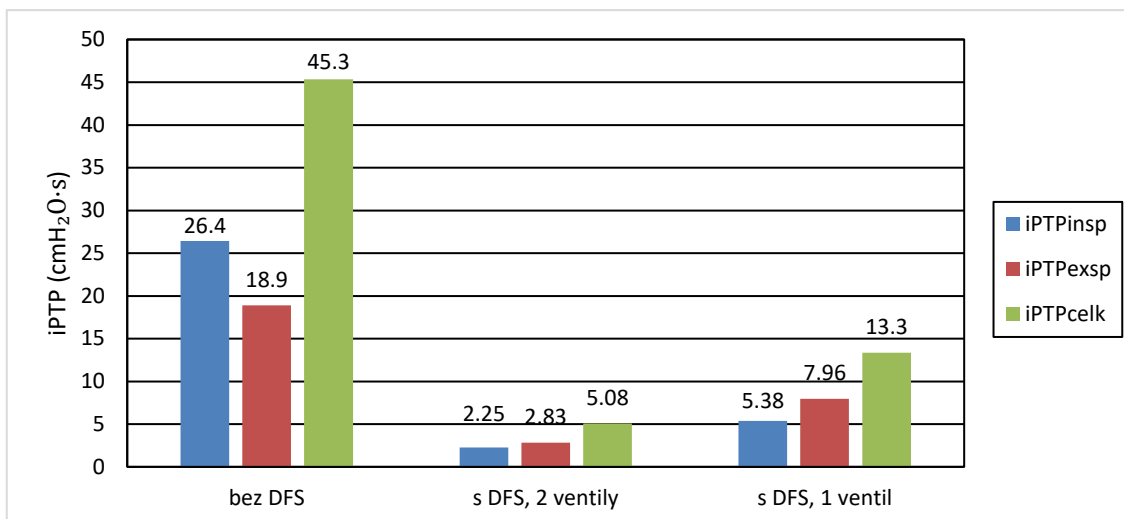
Při simulaci obdélníkových dechů bez HF oscilací se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o $94,2 \%$ menší než při stejné simulaci bez DFS a o $92,4 \%$ menší

při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 93,9 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 88,1 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

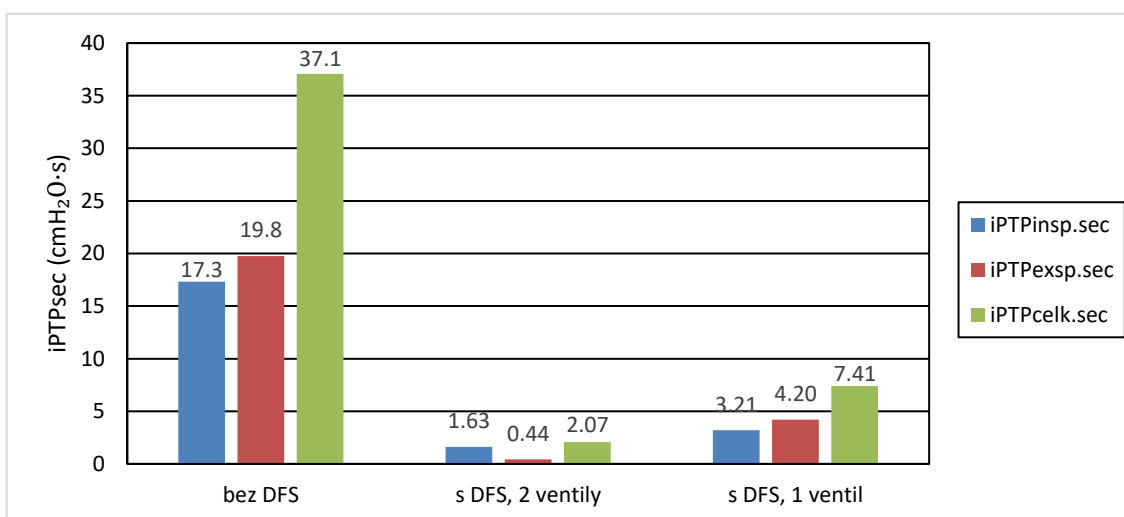
Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 84,4 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 83,0 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 84,6 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 81,4 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ byl o 23,9 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 8,94 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl $iPTP_{exsp}$ o 93,4 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu byl o 73,3 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulované obdélníkové dechy bez HFO pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a se skokovou změnou průtoku o 50 L/min jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.5. Na Obr. 4.6. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze C jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.5. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.



Obr. 4.6. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Při simulaci obdélníkových dechů bez HF oscilací se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o 91,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 79,6 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 81,2 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 54,1 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

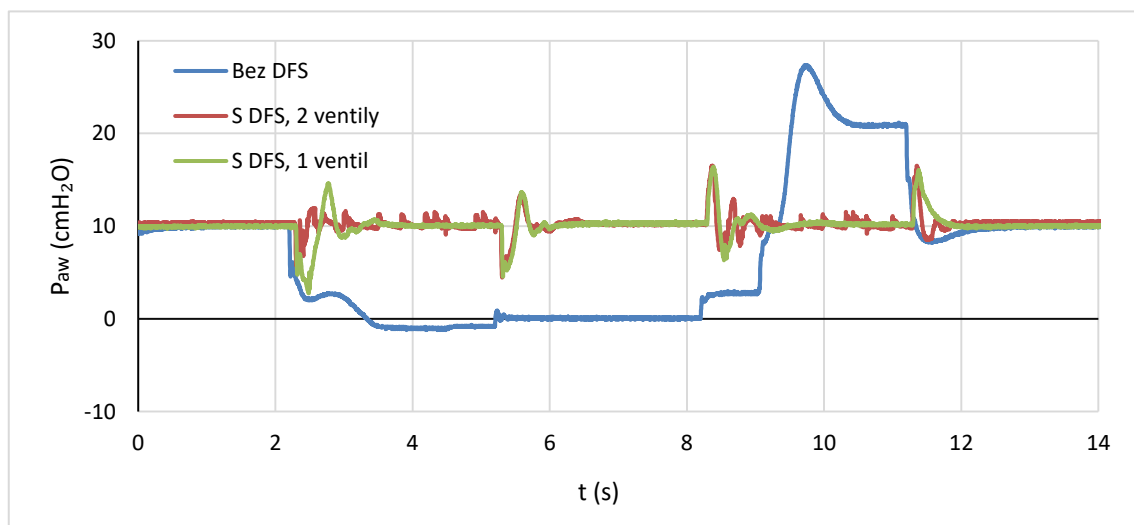
Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 90,6 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 81,5 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se

dvěma řízenými ventily byl o 97,8 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 78,8 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl $iPTP_{insp}$ o 139 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 96,9 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exsp}$ byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 181 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS byl s jedním řízeným ventilem o 855 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

Pracovní bod CDP = 10 cmH₂O, Q_{bias} = 25 L/min

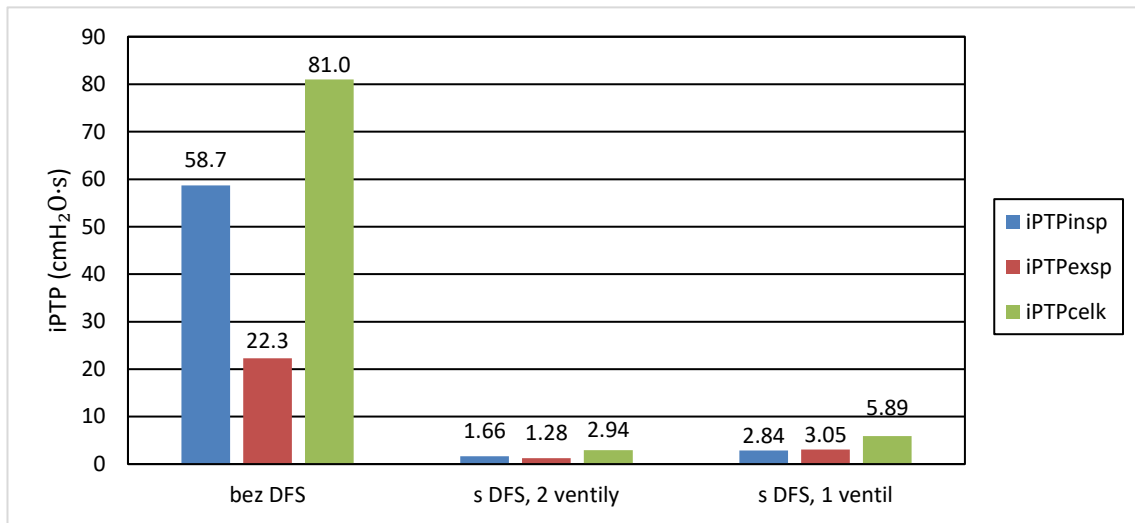
Průběh měřeného tlaku p_{aw} při skokové změně 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.7.



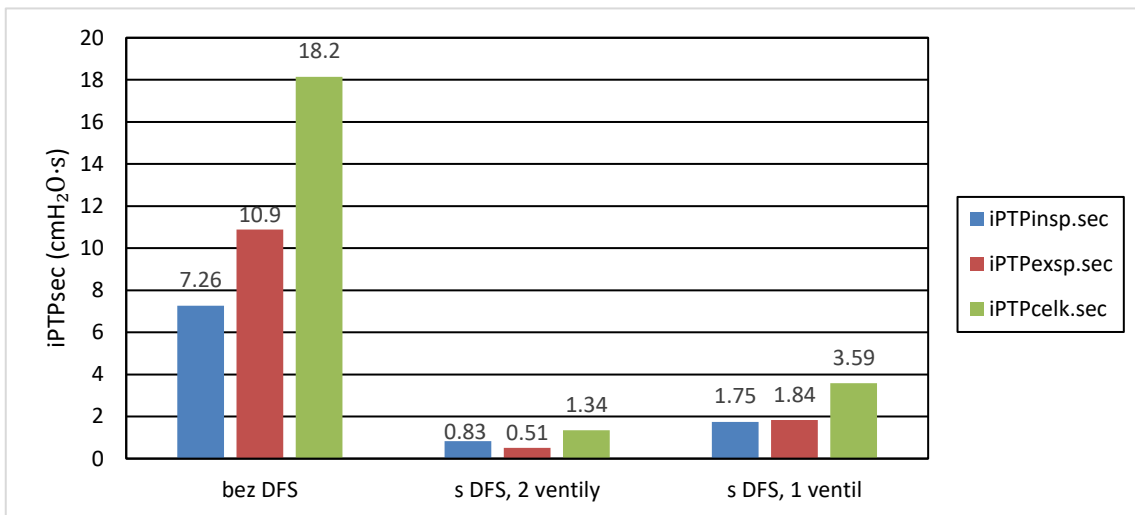
Obr. 4.7. Průběh proximálního tlaku p_{aw} během jednoho dechového cyklu při simulaci obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulované obdélníkové dechy bez HFO pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ a se skokovou změnou průtoku o 30 L/min jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.8. Na Obr. 4.9. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu

jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze C jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.8. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.



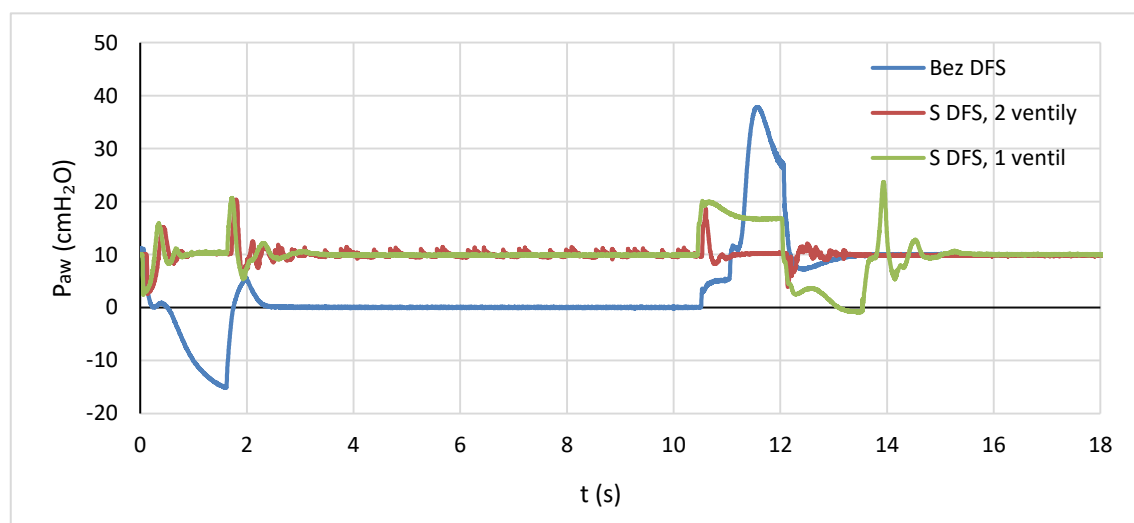
Obr. 4.9. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Při simulaci obdélníkových dechů bez HF oscilací se skokem 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o 97,2 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 95,2 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 94,3 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 86,3 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 88,6 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 75,9 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 95,2 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 83,1 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ byl o 71,8 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 63,3 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exp}$ při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 138 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 261 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

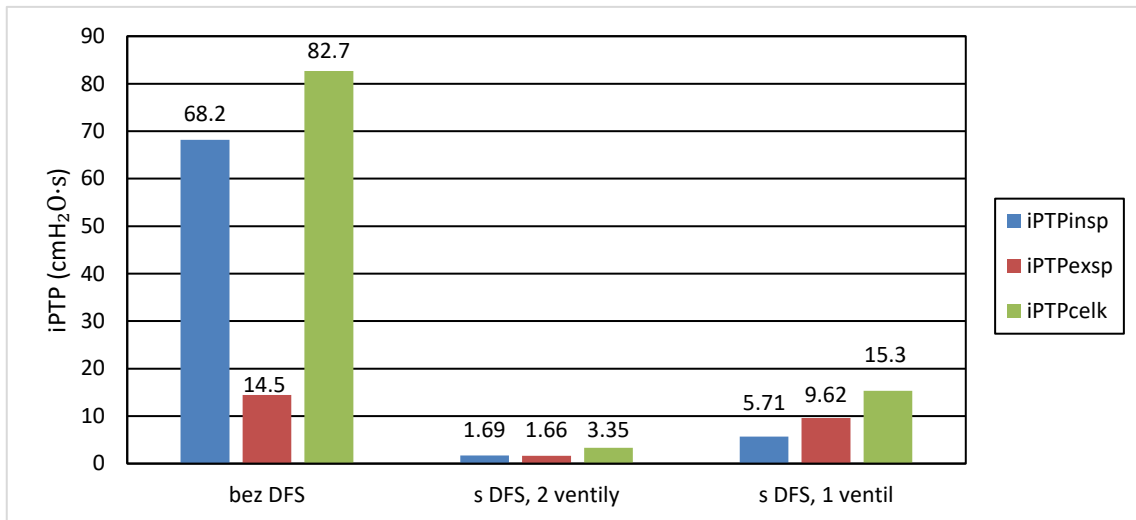
Průběh měřeného tlaku p_{aw} při skokové změně 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.10.



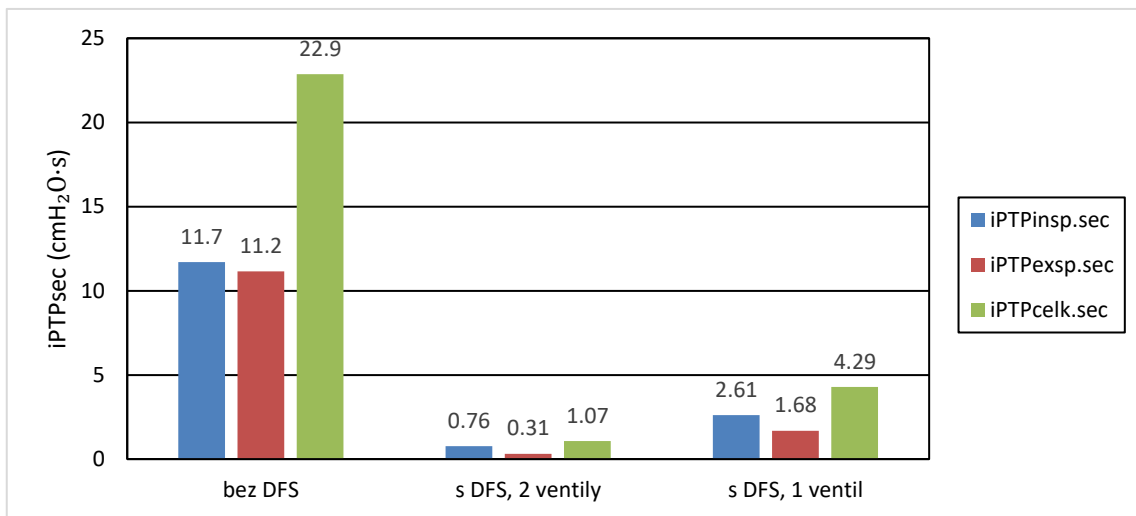
Obr. 4.10. Průběh proximálního tlaku p_{aw} během jednoho dechového cyklu při simulaci obdélníkových dechů bez HFO se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulované obdélníkové dechy bez HFO pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ a se skokovou změnou průtoku o 50 L/min jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.11. Na Obr. 4.12. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu

za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze C jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.11. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.



Obr. 4.12. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Při simulaci obdélníkových dechů bez HF oscilací se skokem 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o 97,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 91,6 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 88,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 33,5 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

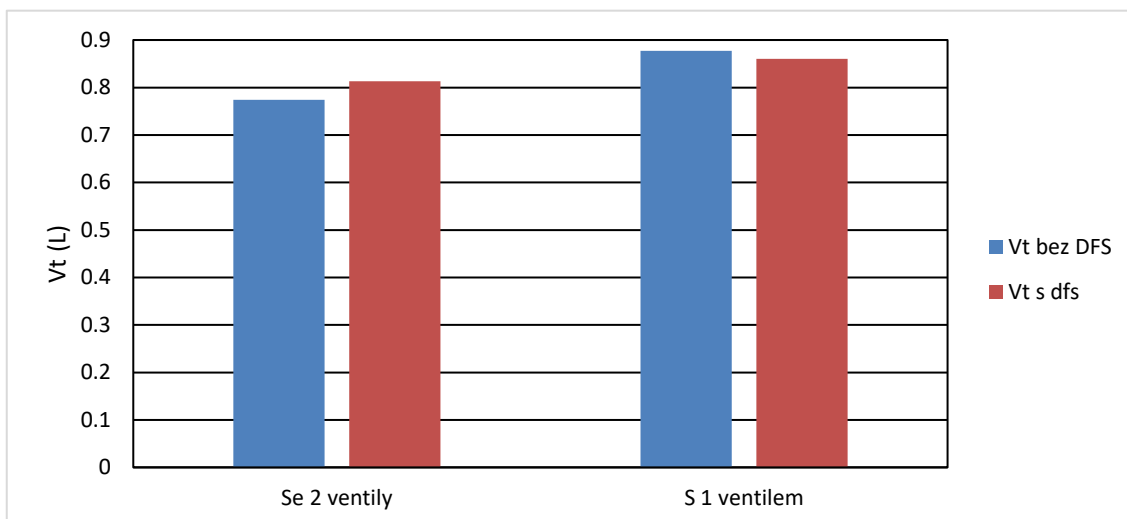
Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 93,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 77,7 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 97,2 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 84,9 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ byl o 237 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 244 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 480 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 442 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

4.2. Výsledky z měření s vysokofrekvenční oscilací a s použitím rigidní nádoby

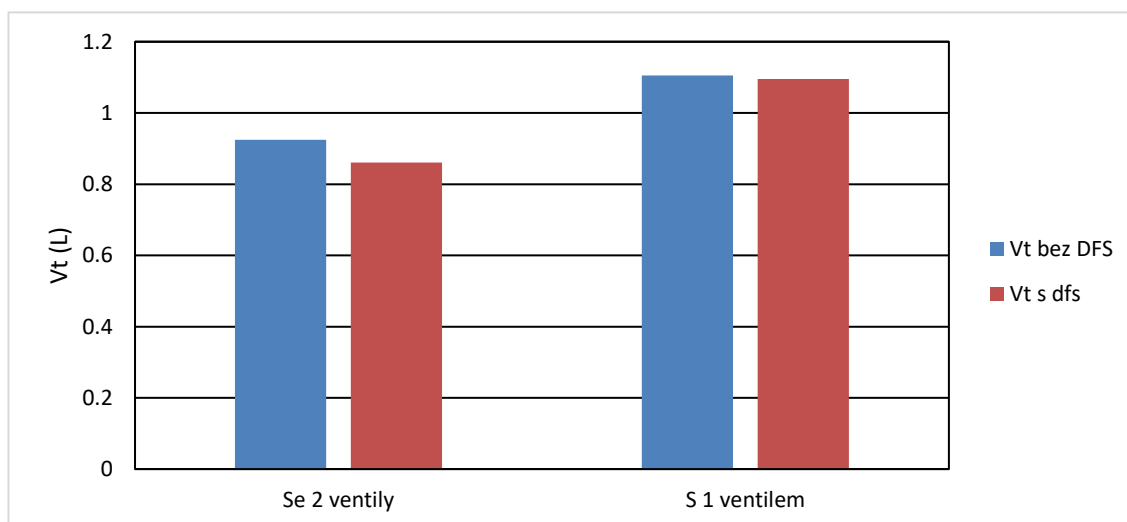
Pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$

Dechové objemy pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ s amplitudou vysokofrekvenčních oscilací $40 \text{ cmH}_2\text{O}$ pro zapojení bez použití DFS, s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a s použitím DFS s jedním řízeným ventilem jsou zobrazeny na grafu Obr. 4.13. Při použití DFS se dvěma řízenými ventily dechový objem byl o 5,04 % větší než při stejné simulaci bez DFS. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem dechový objem byl o 1,98 % menší než při stejné simulaci bez DFS. V příloze D jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.13. Dechové objemy během měření s použitím HFO s amplitudou 40 cmH₂O pro pracovní bod $CDP = 20$ cmH₂O, $Q_{bias} = 40$ L/min.

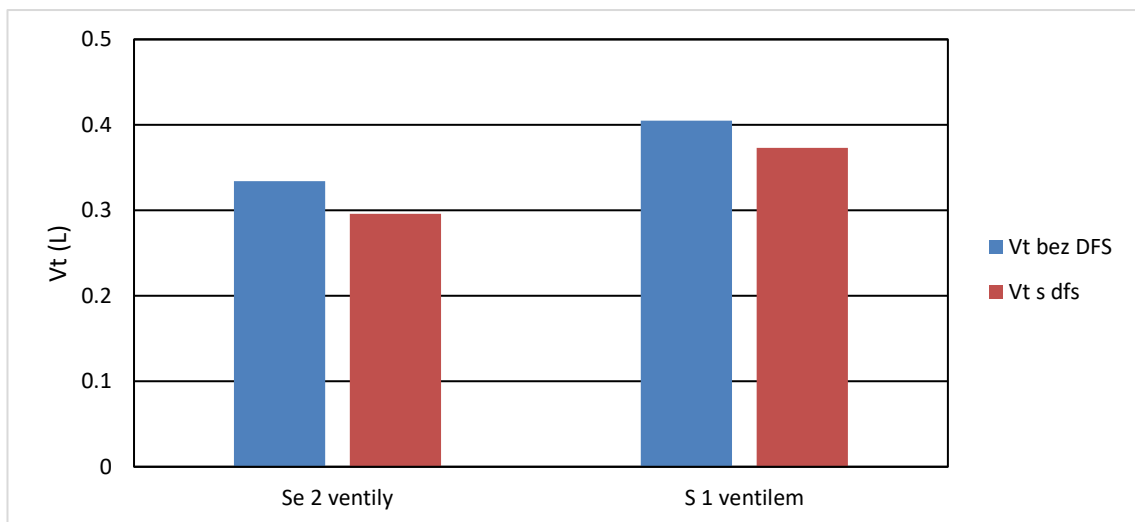
Dechové objemy pro pracovní bod $CDP = 20$ cmH₂O, $Q_{bias} = 40$ L/min s amplitudou vysokofrekvenčních oscilací 70 cmH₂O pro zapojení bez použití DFS, s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a s použitím DFS s jedním řízeným ventilem jsou zobrazeny na grafu Obr. 4.14. Při použití DFS se dvěma řízenými ventily dechový objem byl o 6,92 % menší než při stejné simulaci bez DFS. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem dechový objem byl o 0,90 % menší než při stejné simulaci bez DFS. V příloze D jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.14. Dechové objemy během měření s použitím HFO s amplitudou 70 cmH₂O pro pracovní bod $CDP = 20$ cmH₂O, $Q_{bias} = 40$ L/min.

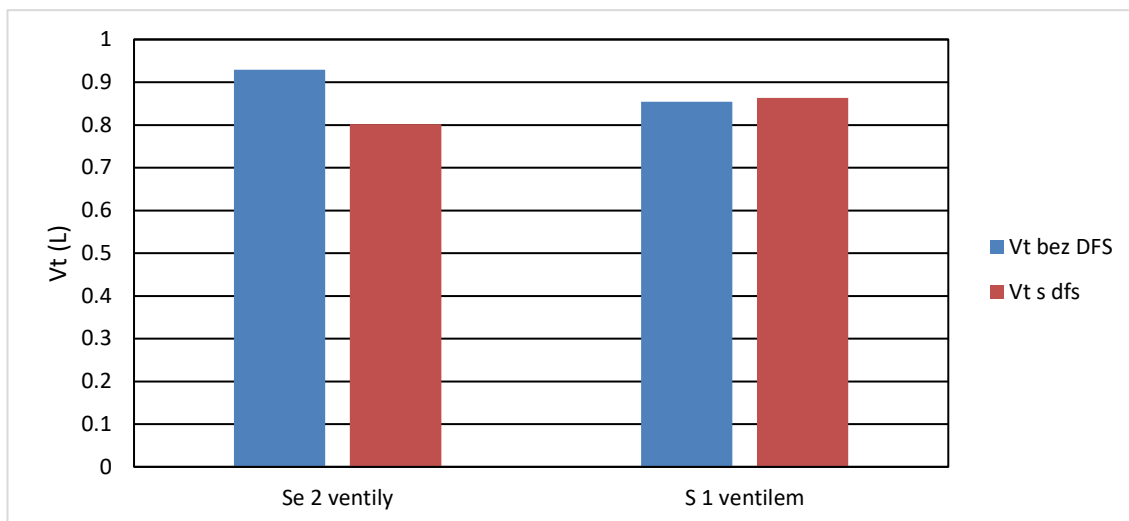
Pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$

Dechové objemy pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ s amplitudou vysokofrekvenčních oscilací $40 \text{ cmH}_2\text{O}$ pro zapojení bez použití DFS, s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a s použitím DFS s jedním řízeným ventilem jsou zobrazeny na grafu Obr. 4.15. Při použití DFS se dvěma řízenými ventily dechový objem byl o 11,4 % menší než při stejné simulaci bez DFS. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem dechový objem byl o 7,90 % menší než při stejné simulaci bez DFS. V příloze D jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.15. Dechové objemy během měření s použitím HFO s amplitudou $40 \text{ cmH}_2\text{O}$ pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Dechové objemy pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ s amplitudou vysokofrekvenčních oscilací $70 \text{ cmH}_2\text{O}$ pro zapojení bez použití DFS, s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a s použitím DFS s jedním řízeným ventilem jsou zobrazeny na grafu Obr. 4.16. Při použití DFS se dvěma řízenými ventily dechový objem byl o 13,7 % menší než při stejné simulaci bez DFS. Při použití DFS s jedním řízeným ventilem dechový objem byl o 1,17 % větší než při stejné simulaci bez DFS. V příloze D jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.

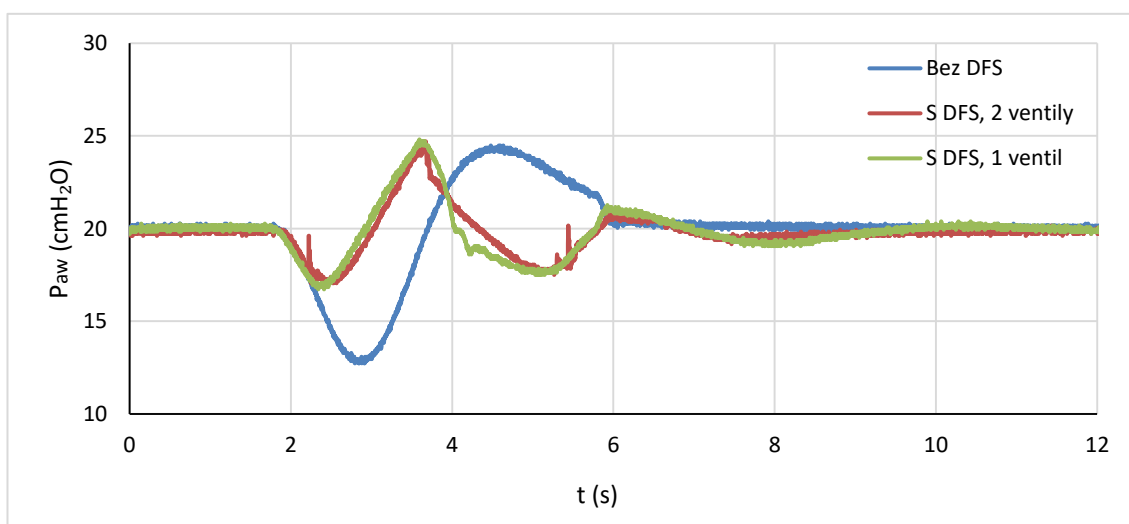


Obr. 4.14. Dechové objemy během měření s použitím HFO s amplitudou $70 \text{ cmH}_2\text{O}$ pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

4.3. Výsledky z měření se simulací sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby

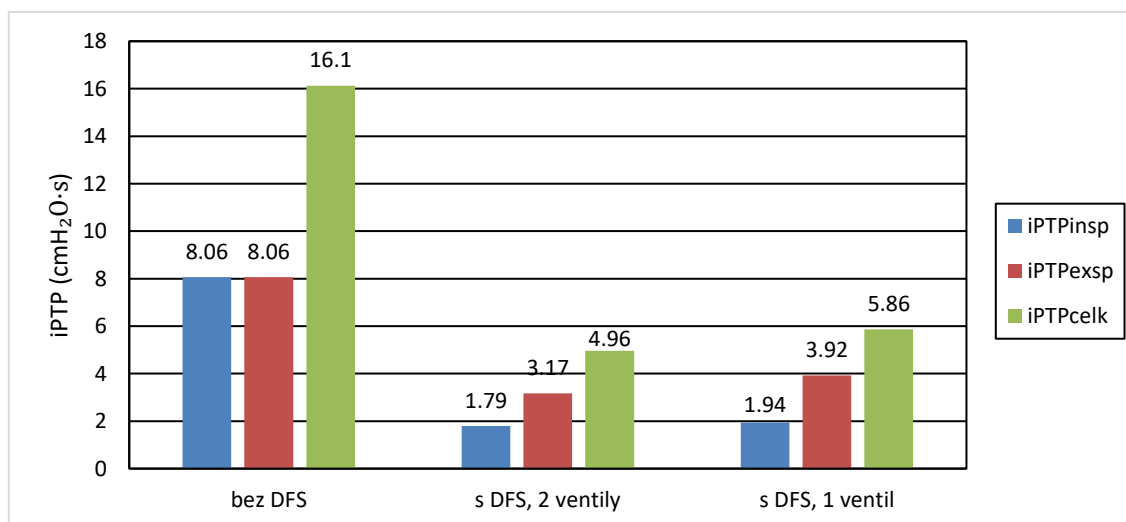
Pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$

Průběh měřeného tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.17.

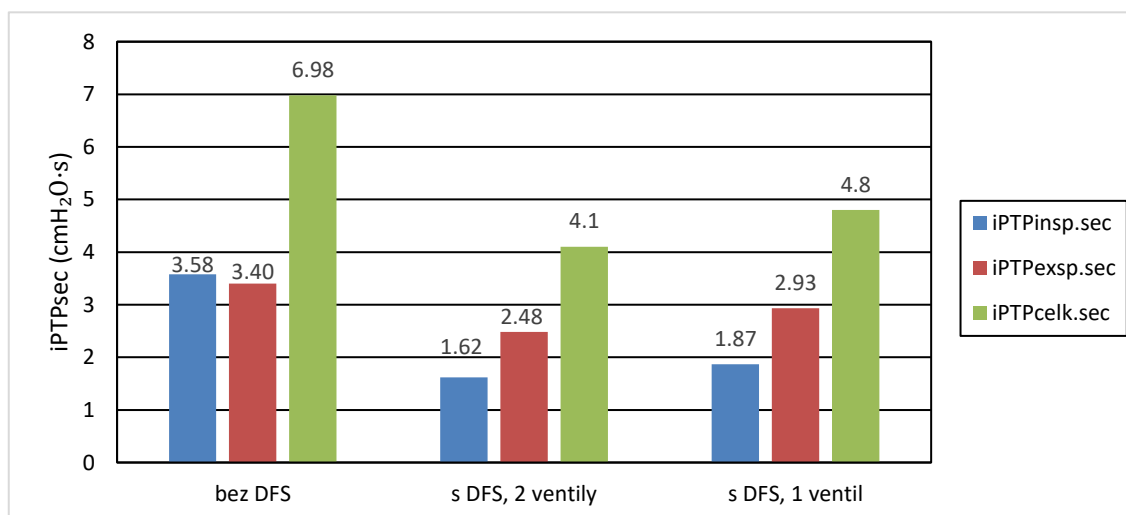


Obr. 4.17. Průběh proximálního tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulace sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.18. Na Obr. 4.19. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze E jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.18. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.



Obr. 4.19. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma

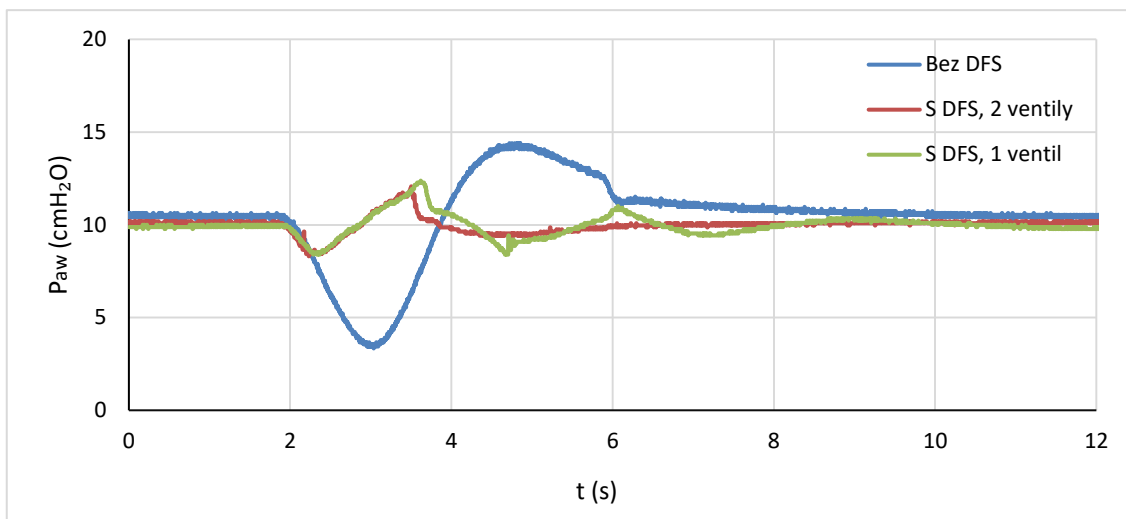
řízenými ventily o 77,4 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 75,9 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 60,7 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 51,4 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 54,8 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 47,8 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 27,1 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 13,8 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl $iPTP_{insp}$ o 8,38 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 15,4 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 23,7 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS byl s jedním řízeným ventilem o 18,2 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

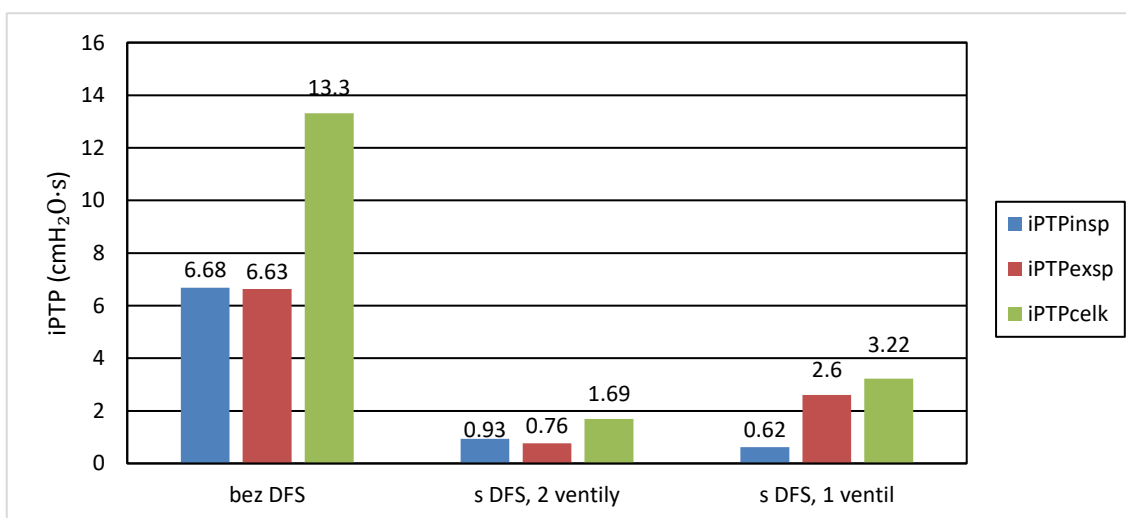
Pracovní bod CDP = 10 cmH₂O, Q_{bias} = 25 L/min

Průběh měřeného tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.20.

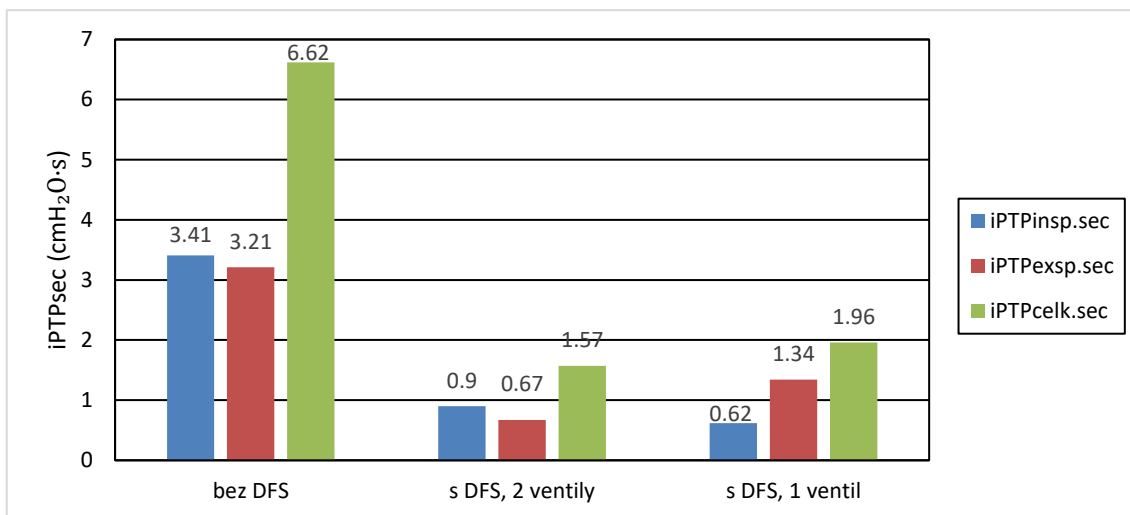


Obr. 4.20. Průběh proximálního tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulace sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.21. Na Obr. 4.22. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze E jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.21. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.



Obr. 4.22. Navýšený *pressure-time* produkt za 1 sekundu během simulovaných sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o 86,1 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 90,7 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 88,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 60,8 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

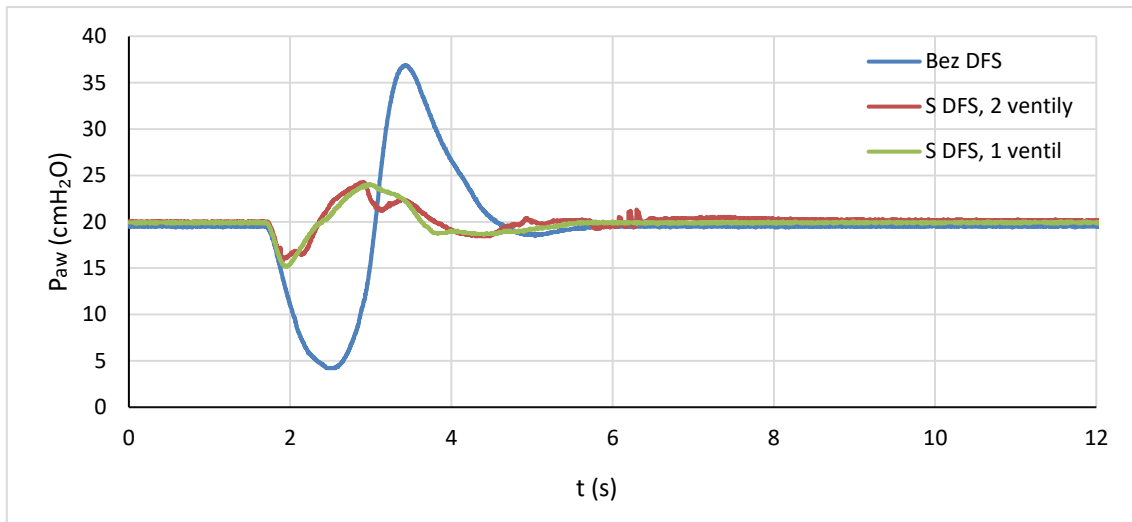
Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 73,7 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 81,8 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 79,1 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 58,3 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ byl o 33,3 % menší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 31,1 % menší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 242 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 100 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

4.4. Výsledky z měření se simulací sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby

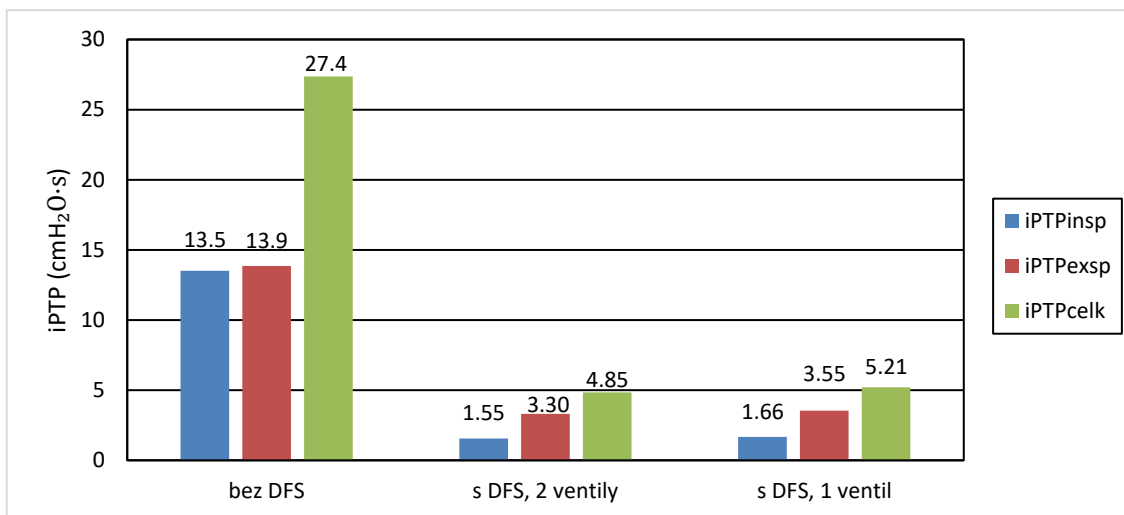
Pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$

Průběh měřeného tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.23.

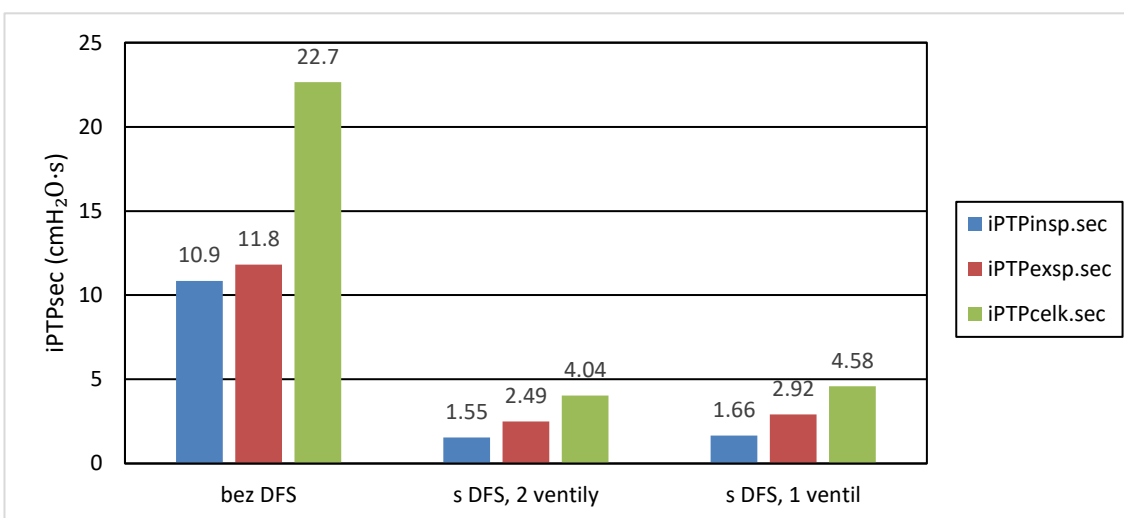


Obr. 4.23. Průběh proximálního tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulace sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.24. Na Obr. 4.25. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu $iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou spočítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze F jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.24. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.



Obr. 4.25. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Při simulaci sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o 88,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 87,7 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 76,2 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 74,4 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

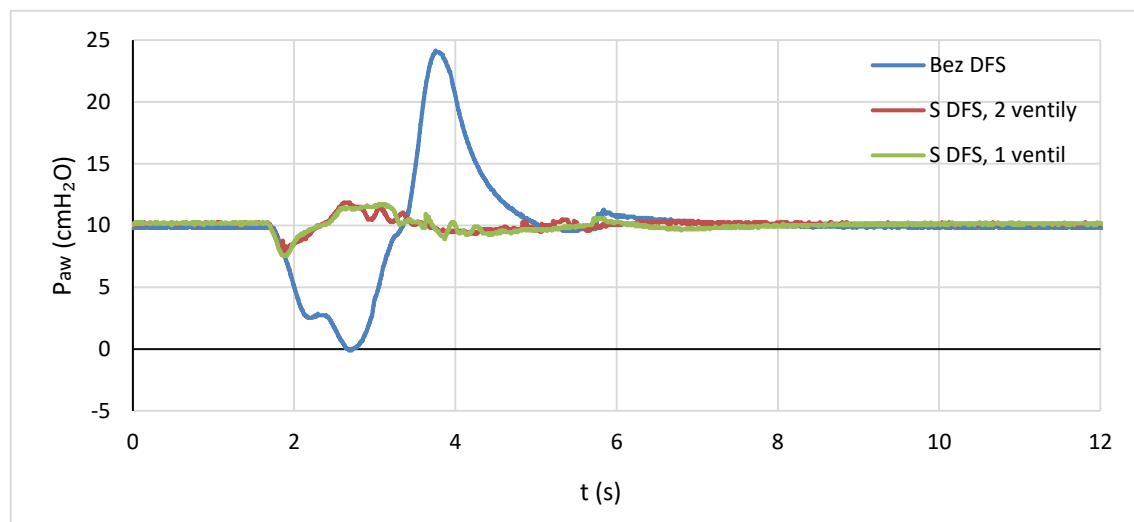
Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 85,7 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 84,7 % menší při použití DFS s jedním řízeným

ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 78,9 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 75,3 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ byl o 7,10 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 7,10 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 7,58 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 17,3 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

Pracovní bod CDP = 10 cmH₂O, Q_{bias} = 25 L/min

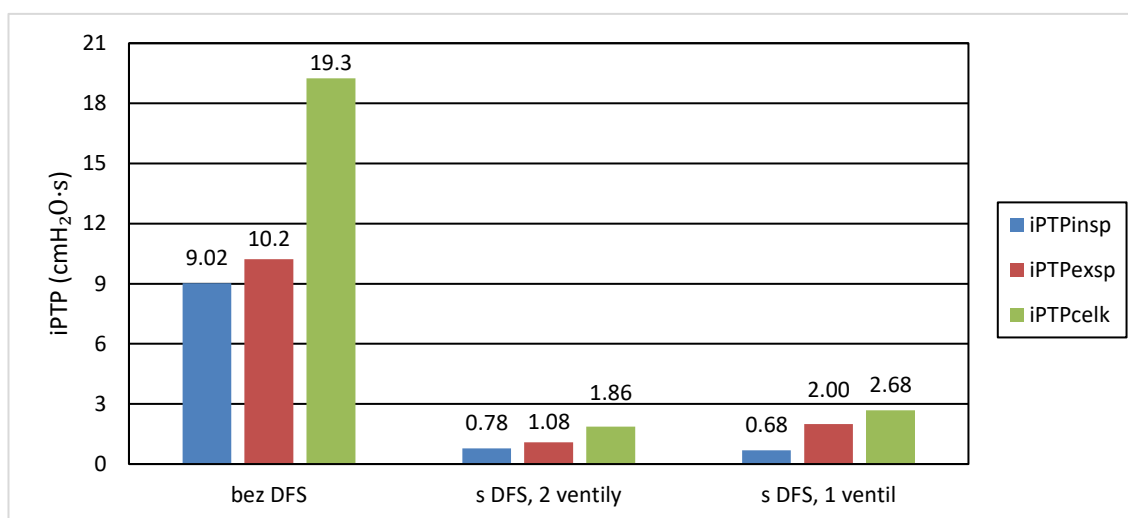
Průběh měřeného tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ bez HF oscilací je znázorněn v grafu na Obr. 4.26.



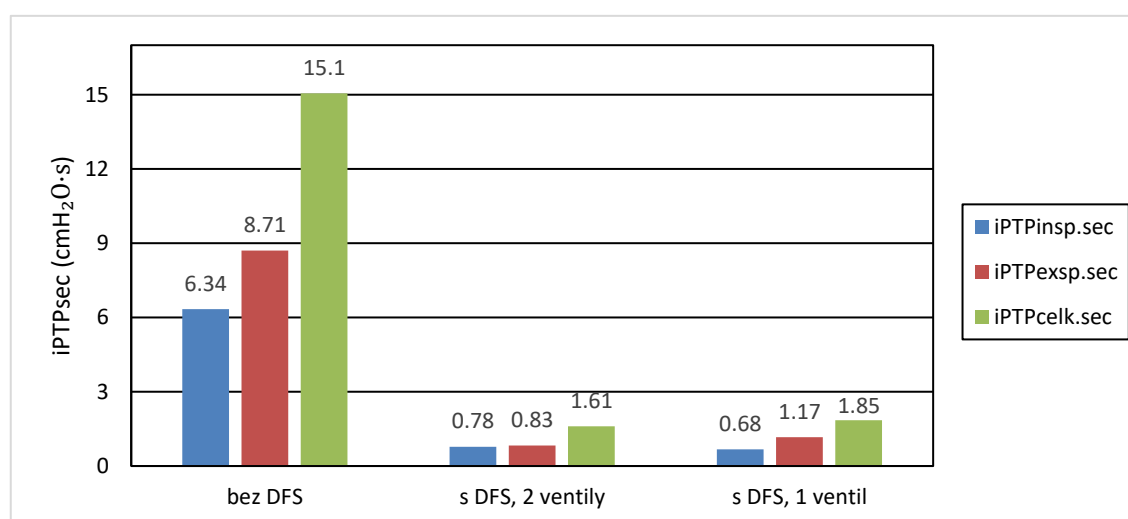
Obr. 4.26. Průběh proximálního tlaku p_{aw} při simulaci sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$. Srovnání schopnosti vybraných konfigurací DFS kompenzovat náhlou změnu tlaku proti úrovni CDP_{set} .

Inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ pro simulace sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ jsou zobrazeny na grafu na Obr. 4.27. Na Obr. 4.28. jsou znázorněny hodnoty navýšeného pressure-time produktu za sekundu

$iPTP_{sec}$. Inspirační a expirační hodnoty navýšeného pressure-time produktu jsou počítány jako průměr hodnot ze tří dechových cyklů v každé simulaci. V příloze F jsou uvedeny tabulky s hodnotami pro všechny simulace.



Obr. 4.27. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.



Obr. 4.28. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Při simulaci sinoexponenciálních změn a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ byl $iPTP_{insp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily o 91,4 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 92,5 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exp}$ při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 89,4 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 80,5 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS se dvěma řízenými ventily $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl o 87,7 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 89,3 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS. $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu při použití DFS se dvěma řízenými ventily byl o 90,5 % menší než při stejné simulaci bez DFS a o 86,6 % menší při použití DFS s jedním řízeným ventilem než při stejné simulaci bez DFS.

Při použití DFS s jedním řízeným ventilem $iPTP_{insp}$ byl o 12,8 % menší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{insp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 12,8 % menší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily. $iPTP_{exsp}$ při použití DFS s jedním řízeným ventilem byl o 85,2 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily a $iPTP_{exsp}$ za 1 sekundu byl při použití DFS s jedním řízeným ventilem o 41,0 % větší než při stejné simulaci s použitím DFS se dvěma řízenými ventily.

5 Diskuse

Měření, která byla provedena v bakalářské práci, měla za cíl zhodnotit vliv počtu řízených ventilů v souvislosti s vlivem filtrace oscilací na podporu spontánního dýchání během vysokofrekvenční oscilační ventilace. Měření byla provedena pro ověření funkčnosti navrženého řídicího algoritmu pro Demand-flow systém s jedním řízeným inspiračním ventilem a pro ověření schopnosti DFS reagovat na změny průtoku plynu a snižovat navýšené dechové úsilí v patientském okruhu při spontánním dýchání při HFOV. Následně byly výsledky srovnány s výsledky pro stávající regulátor navrženým pro dva řízené ventily, inspirační a expirační.

Původní řídicí algoritmus pro DFS s lepší filtrací pro dva řízené ventily byl upraven pro práci s jedním řízeným inspiračním ventilem. Měření v kapitole 4 byla provedena s využitím simulátoru dýchání ASL 5000 a s HFO ventilátorem SensorMedics 3100B pro dva pracovní body s různým nastavením středního distenzního tlaku CDP a konstantního průtoku patientským okruhem Q_{bias} .

Výsledky laboratorních simulací ukázaly funkčnost navrženého řídicího algoritmu pro DFS s jedním a dvěma řízenými ventily. Při simulacích bez regulace DFS byla zaznamenána neschopnost systému kompenzovat změnu tlaku po nádechu a výdechu. Výsledky z kapitol 4.1, 4.2 a 4.3 potvrzují schopnost DFS zmenšovat navýšené dechové úsilí pacienta, vyjádřené pomocí navýšeného pressure-time produktu $iPTP$, ve srovnání s dechovým úsilím při měření bez použití DFS.

Z výsledků 4.1 pro měření se simulací skokových změn průtoku je patrné, že DFS s jedním řízeným ventilem obecně redukuje dechové úsilí hůř než DFS se dvěma řízenými ventily jak během nádechu, tak i během výdechu. Pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ a skokovou změnu průtoku o 30 L/min jsou nicméně hodnoty $iPTP_{sec}$ pro DFS s jedním ventilem a DFS se dvěma ventily skoro stejné. Rozdíl mezi hodnotami $iPTP_{sec}$ pro DFS s jedním ventilem a pro DFS se dvěma ventily je menší než 10 %. To ukazuje, že pokud je změna aktuálního průtoku menší než nastavený konstantní průtok Q_{bias} , tak DFS s jedním řízeným inspiračním ventilem je schopen skoro stejně dobře podporovat spontánní dýchání jako DFS se dvěma řízenými ventily. Čím větší je rozdíl mezi nastaveným konstantním průtokem Q_{bias} a skokovou změnou průtoku, tím hůř je navržený řídicí algoritmus pro DFS s jedním řízeným

ventilem schopen kompenzovat tuto změnu, a tedy udržovat nastavený střední distenzní tlak CDP_{set} .

Při měření se skokovou změnou průtoku o 50 L/min byl rozdíl mezi navýšeným pressure-time produktem pro DFS s jedním ventilem a pro DFS se dvěma ventily větší pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ než pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Při srovnání $iPTP$ pro stejný bod a s různými skokovými změnami byl vždy pressure-time produkt pro DFS s jedním řízeným ventilem dvakrát až čtyřkrát větší než pressure-time produkt pro DFS se dvěma řízenými ventily.

Pro lepší porovnání vlivu počtu řízených ventilů na podporu spontánního dýchání byla také provedena měření se simulací sinoexponenciálního profilu průtoku, který je víc podobný dechovému cyklu člověka. Byla provedena měření s použitím rigidní nádoby, která sloužila jako jednoduchý fyzický model poddajnosti respiračního systému člověka, a také měření bez použití rigidní nádoby.

Z výsledků 4.3 a 4.4 pro měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku je vidět, že pro první pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ je DFS s jedním řízeným ventilem schopen podporovat spontánní dýchání stejně jako DFS se dvěma řízenými ventily. Celkově navýšený pressure-time produkt byl vždy menší pro měření v pracovním bodě $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ než pro měření v pracovním bodě $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$. Pro druhý pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$ kompenzuje DFS s jedním řízeným ventilem změnu tlaku při nádechu líp než DFS se dvěma řízenými ventily. Důvodem je strmější pokles tlaku při nádechu a jeho rychlý vzrůst opačným směrem. Navýšený pressure-time produkt při výdechu ale zůstává pro DFS s jedním řízeným ventilem větší než pro DFS se dvěma řízenými ventily, stejně jako bylo prokázáno v měřeních se simulací skokových změn.

Při řešení bakalářské práci byla také provedena měření s použitím vysokofrekvenční oscilací pro výpočet a porovnání dechových objemů. Z výsledků 4.3 pro tato měření je vidět, že změny dechového objemu při použití DFS a bez použití DFS v pracovním bodě $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$ jsou menší při větší amplitudě 70 cmH₂O (do 6 %), než při menší amplitudě 40 cmH₂O. Při amplitudě 70 cmH₂O byl dechový objem při měření pro oba pracovní body skoro stejný. Z výsledků je také patrné, že dechové objemy při použití DFS se dvěma řízenými ventily jsou menší než při použití DFS s jedním řízeným ventilem.

6 Závěr

V bakalářské práci byl popsán nově vytvořený řídicí algoritmus pro Demand-flow systém (DFS) s jedním řízeným inspiračním ventilem pro podporu spontánního dýchání během vysokofrekvenční ventilace. Řídicí algoritmus byl sestaven z proporcionálně-integračního regulátoru s filtrem vysokofrekvenčních oscilací. Navržená varianta řídicího algoritmu pro DFS s jedním řízeným inspiračním ventilem byla ověřena během laboratorních simulací zaměřených především na hodnocení navýšeného pressure-time produktu. Výsledky pro navržený algoritmus byly srovnány se stávajícím algoritmem pro DFS se dvěma řízenými ventily. Výsledky ukázaly, že navržený algoritmus pro DFS s jedním řízeným ventilem je schopený značně zmenšovat spontánní dechové úsilí pacienta ve srovnání s měřením bez použití DFS, ačkoli navržený algoritmus nezmenšuje dechové úsilí na zcela stejnou úroveň jako DFS se dvěma řízenými ventily. Výsledky rovněž ukázaly, že algoritmus pro DFS se dvěma řízenými ventily zmenšuje dechové objemy během HFOV více než navržený algoritmus pro DFS s jedním řízeným ventilem.

Seznam použité literatury

- [1] Roubík K, Ráfl J, van Heerde M, Markhorst DG. Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 2011, 58(11), ISSN 3225-3233.
- [2] Imai Y., Nakagawa S., Ito Y., Kawano T., Slutsky A.S., Miyasaka K. Comparison of lung protection strategies using conventional and high-frequency oscillatory ventilation. *Journal of Applied Physiology* 2001, 91 (4), ISSN 1836-1844.
- [3] DOSTÁL, Pavel. Základy umělé plicní ventilace. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2005. ISBN 80-7345-059-3.
- [4] Roubík K, Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace. [Docentská habilitační práce]. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2006. 157 s.
- [5] van Heerde M, van Genderingen HR, Leenhoven T, Roubik K, Plötz FB, Markhorst DG. Imposed Work of Breathing During High-Frequency Oscillatory Ventilation: A Bench Study. *Critical Care* 2006, 10(1), ISSN 1068–1073
- [6] Marc van Heerde, Karel Roubik, Vitek Kopelent, Frans B Plötz and Dick G Markhorst. Unloading work of breathing during high-frequency oscillatory ventilation: a bench study. *Critical Care* 2006, 10, DOI: 10.1186/cc4968
- [7] Van Heerde M, Roubík K, Kopelent V, Plötz FB, Markhorst DG. Demand Flow Facilitates Spontaneous Breathing During High-frequency Oscillatory Ventilation in a Pig Model. *Critical Care Medicine* 2009, 37(3), ISSN 1068-1073
- [8] van Heerde M, Roubik K, Kopelent V, Kneyber MCJ, Markhorst DG. Spontaneous Breathing During High-frequency Oscillatory Ventilation Improves Regional Lung Characteristics in Experimental Lung Injury. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica* 2010, 54(10), ISSN 1248-1256
- [9] Roubík K, Ráfl J, van Heerde M, Markhorst DG. Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 2011, 58(11), ISSN 3225-3233
- [10] RÁFL, Jakub. Optimalizace umělé plicní ventilace: podpora spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci: disertační práce. 2015.

[11] ASL 5000 active servo lung: user's manual. Pittsburgh: IngMar Medical, 2007.

Příloha B

Zdrojové kódy v prostředí Matlab pro výpočet navýšeného pressure-time produktu a pro výpočet dechového objemu.

```
% smazání všech předchozích dat a obrazovky
clc
clear all
close all

% nahrávání naměřených dat
load('20171130_02.mat');

% výběr potřebných dat (čas a tlak) pro další zpracování
cas = Paw.time(16386:37803,1);

% filtrace tlaku pomocí mediánového filtru pro zmenšení šumu
tlak = medfilt1(Paw.signals.values(16386:37803,1),5);

% vynulování času
cas = cas-cas(1);

% kreslení tlaku pro ruční určení začátku simulovaného dechového cyklu
(inspiria a expiria)
plot(cas,tlak);
xlabel('Cas [s]');
ylabel('Tlak [cmH2O]');

% začátek inspiria a expiria pro první dechový cyklus
cas_insp = 360;
cas_exsp = 5346;

% zavedení proměnných pro jednotlivé inspirační ptp
ptp_insp1 = 0;
ptp_insp2 = 0;
ptp_insp3 = 0;

% převod tlaku většího než nastavený cdp na hodnotu cdp pro výpočet
ptp_insp
tlak1 = tlak;
cdp = 10;
tlak1(tlak1>cdp) = cdp;

% výpočet jednotlivých ptp pro tři dechové cykly
ptp_insp1 = trapz(cas(1:cas_insp),cdp-tlak1(1:cas_insp))
ptp_insp2 = trapz(cas(cas_exsp:cas_exsp+cas_insp), cdp -
tlak1(cas_exsp:cas_exsp+cas_insp))
ptp_insp3 = trapz(cas(2*cas_exsp:2*cas_exsp+cas_insp),cdp -
tlak1(2*cas_exsp:2*cas_exsp+cas_insp))

% výpočet konečné hodnoty ptp_insp
ptp_insp = (ptp_insp1+ptp_insp2+ptp_insp3)/3

% zavedení proměnných pro jednotlivé inspirační ptp
ptp_exp1 = 0;
ptp_exp2 = 0;
ptp_exp3 = 0;
```

```

% převod tlaku většího než nastavený cdp na hodnotu cdp pro výpočet
ptp_insp
    tlak2 = tlak;
    tlak2(tlak2<cdp) = cdp;

% výpočet jednotlivých ptp pro tři dechové cykly
    ptp_exp1 = trapz(cas(cas_insp:cas_exsp),tlak2(cas_insp:cas_exsp)-
    cdp)
    ptp_exp2 = trapz(cas(cas_exsp+cas_insp:2*cas_exsp),
    tlak2(cas_exsp+cas_insp:2*cas_exsp)-cdp)
    ptp_exp3 = trapz(cas(2*cas_exsp+cas_insp:3*cas_exsp),
    tlak2(2*cas_exsp+cas_insp:3*cas_exsp)-cdp)

% výpočet konečné hodnoty ptp_exsp
    ptp_exp = (ptp_exp1+ptp_exp2+ptp_exp3)/3

% výpočet celkové hodnoty ptp
    ptp_celk = ptp_exp+ptp_insp

% výpočet inspiračního ptp za 1 sekundu, stejný postup, čas je určen
jako 1 sekunda
    ptp_insp1_sek = 0;
    ptp_insp2_sek = 0;
    ptp_insp3_sek = 0;
    tlak1 = tlak;
    tlak1(tlak1>cdp) = cdp;
    ptp_insp1_sek = trapz(cas(1:501), cdp-tlak1(1:501))
    ptp_insp2_sek = trapz(cas(cas_exsp:(cas_exsp+501)), cdp -
    tlak1(cas_exsp:(cas_exsp+501)))
    ptp_insp3_sek = trapz(cas(2*cas_exsp:(2*cas_exsp+501)), cdp -
    tlak1(2*cas_exsp:(2*cas_exsp+501)))
    ptp_insp_sek = (ptp_insp1_sek+ptp_insp2_sek+ptp_insp3_sek)/3

    ptp_exp1_sek = 0;
    ptp_exp2_sek = 0;
    ptp_exp3_sek = 0;
    tlak2 = tlak;
    tlak2(tlak2<cdp) = cdp;
    ptp_exp1_sek = trapz(cas(cas_insp:(cas_insp+501)),
    tlak2(cas_insp:(cas_insp+501))-cdp)
    ptp_exp2_sek = trapz(cas(cas_exsp+cas_insp:cas_exsp+cas_insp+501),
    tlak2(cas_exsp+cas_insp:cas_exsp+cas_insp+501)-cdp)
    ptp_exp3_sek = trapz(cas(2*cas_exsp+cas_insp:2*cas_exsp+cas_insp+501),
    tlak2(2*cas_exsp+cas_insp:2*cas_exsp+cas_insp+501)-cdp)
    ptp_exp_sek = (ptp_exp1_sek+ptp_exp2_sek+ptp_exp3_sek)/3

    ptp_celk_sek = ptp_exp_sek+ptp_insp_sek

```

Zdrojový kód 1. Výpočet inspiračního a expiračního pressure-time produktu pro provedené měření v prostředí Matlab.

```

% smazání všech předchozích dat a obrazovky
clc
clear all
close all

% nahrávání naměřených dat
load('20170207_m3_cdp10q25_hfo40_nodfs_2vPIDF50spec.mat');

% výběr potřebných dat (čas a tlak) pro další zpracování
cas = Paw.time(:,1);
tlak = Paw.signals.values(:,1);

% kreslení tlaku pro ruční určení začátku úseku simulace bez použití
DFS a s použitím DFS
plot(cas,tlak);
xlabel('Cas [s]');
ylabel('Tlak [cmH2O]');

% převod tlaku většího než nastavený cdp na hodnotu cdp pro výpočet
dechového objemu
cdp = 10;
tlak1 = tlak;
tlak1(tlak1<cdp) = cdp;

% výpočet dechového objemu pro úsek simulaci bez použití DFS
Vt1 = 0;
Vt1 = trapz(cas(14:15286), tlak1(14:15286));
peaks = length(findpeaks(tlak(14:15286))) ;
Vt1 = Vt1/peaks

% výpočet dechového objemu pro úsek simulaci s použitím DFS
Vt2 = 0;
Vt2 = trapz(cas(15286:33000), tlak1(15286:33000));
peaks = length(findpeaks(tlak(15286:33000))) ;
Vt2 = Vt2/peaks

```

Zdrojový kód 2. Výpočet dechových objemů pro provedené měření v prostředí Matlab.

Příloha C

Přehled tabulek obsahujících inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ a navýšeného pressure-time produktu za 1 sekundu $iPTP_{sec}$ pro provedené měření se simulací skokových změn průtoku.

Tabulka C.1. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	42,13	27,23	69,36
S DFS, 2 ventily	2,45	1,67	4,12
S DFS, 1 ventil	3,22	3,23	6,45

Tabulka C.2. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	11,50	10,80	22,30
S DFS, 2 ventily	1,79	1,66	2,95
S DFS, 1 ventil	1,95	2,01	3,96

Tabulka C.3. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	26,41	18,91	45,32
S DFS, 2 ventily	2,25	2,83	5,08
S DFS, 1 ventil	5,38	7,96	13,34

Tabulka C.4. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exsp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	17,31	19,77	37,08
S DFS, 2 ventily	1,63	0,44	2,07
S DFS, 1 ventil	3,21	4,20	7,41

Tabulka C.5. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exsp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS, spec	58,68	22,30	80,98
S DFS, 2 ventily, spec	1,66	1,28	2,94
S DFS, 1 ventil, spec	2,84	3,05	5,89

Tabulka C.6. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 30 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exsp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS, spec	7,26	10,89	18,15
S DFS, 2 ventily, spec	0,83	0,51	1,34
S DFS, 1 ventil, spec	1,75	1,84	3,59

Tabulka C.7. Navýšený pressure-time produkt během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exsp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS, spec	68,21	14,46	82,79
S DFS, 2 ventily, spec	1,69	1,66	3,35
S DFS, 1 ventil, spec	5,71	9,62	15,33

Tabulka C.8. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během simulovaných obdélníkových dechů bez HFO při skokové změně průtoku o 50 L/min pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS, spec	11,71	11,15	22,86
S DFS, 2 ventily, spec	0,76	0,31	1,07
S DFS, 1 ventil, spec	2,61	1,68	4,29

Příloha D

Přehled tabulek obsahujících dechové objemy pro provedené měření s vysokofrekvenční oscilací a s použitím rigidní nádoby.

Tabulka D.1. Dechový objem během měření s vysokofrekvenční oscilací s amplitudou 40 cmH₂O pro pracovní bod $CDP = 20$ cmH₂O, $Q_{bias} = 40$ L/min.

Zapojení soustavy	V_t s DFS (ml)	V_t bez DFS (ml)
S 1 ventilem	860	877
Se 2 ventily	813	774

Tabulka D.2. Dechový objem během měření s vysokofrekvenční oscilací s amplitudou 70 cmH₂O pro pracovní bod $CDP = 20$ cmH₂O, $Q_{bias} = 40$ L/min.

Zapojení soustavy	V_t s DFS (ml)	V_t bez DFS (ml)
S 1 ventilem	1095	1105
Se 2 ventily	861	925

Tabulka D.3. Dechový objem během měření s vysokofrekvenční oscilací s amplitudou 40 cmH₂O pro pracovní bod $CDP = 10$ cmH₂O, $Q_{bias} = 25$ L/min.

Zapojení soustavy	V_t s DFS (ml)	V_t bez DFS (ml)
S 1 ventilem	373	405
Se 2 ventily	296	334

Tabulka D.4. Dechový objem během měření s vysokofrekvenční oscilací s amplitudou 70 cmH₂O pro pracovní bod $CDP = 10$ cmH₂O, $Q_{bias} = 25$ L/min.

Zapojení soustavy	V_t s DFS (ml)	V_t bez DFS (ml)
S 1 ventilem	864	854
Se 2 ventily	802	929

Příloha E

Přehled tabulek obsahujících inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ a navýšeného pressure-time produktu za 1 sekundu $iPTP_{sec}$ pro provedené měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby.

Tabulka E.1. Navýšený pressure-time produkt během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	8,06	8,06	16,12
S DFS, 2 ventily	1,79	3,17	4,96
S DFS, 1 ventil	1,94	3,92	5,86

Tabulka E.2. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	3,58	3,40	6,98
S DFS, 2 ventily	1,62	2,48	4,10
S DFS, 1 ventil	1,87	2,93	4,80

Tabulka E.3. Navýšený pressure-time produkt během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	6,68	6,63	13,31
S DFS, 2 ventily	0,93	0,76	1,69
S DFS, 1 ventil	0,62	2,60	3,22

Tabulka E.4. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a s použitím rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	3,41	3,21	6,62
S DFS, 2 ventily	0,90	0,67	1,57
S DFS, 1 ventil	0,62	1,34	1,96

Příloha F

Přehled tabulek obsahujících inspirační, expirační a celkové hodnoty navýšeného pressure-time produktu $iPTP$ a navýšeného pressure-time produktu za 1 sekundu $iPTP_{sec}$ pro provedené měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby.

Tabulka F.1. Navýšený pressure-time produkt během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	13,51	13,85	27,36
S DFS, 2 ventily	1,55	3,30	4,85
S DFS, 1 ventil	1,66	3,55	5,21

Tabulka F.2. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 40 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	10,85	11,81	22,66
S DFS, 2 ventily	1,55	2,49	4,04
S DFS, 1 ventil	1,66	2,92	4,58

Tabulka F.3. Navýšený pressure-time produkt během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	9,02	10,23	19,25
S DFS, 2 ventily	0,78	1,08	1,86
S DFS, 1 ventil	0,68	2,00	2,68

Tabulka F.4. Navýšený pressure-time produkt za 1 sekundu během měření se simulací sinoexponenciálních změn průtoku a bez použití rigidní nádoby pro pracovní bod $CDP = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$, $Q_{bias} = 25 \text{ L/min}$.

Regulace	$iPTP_{insp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{exp}$ (cmH ₂ O·s)	$iPTP_{celk}$ (cmH ₂ O·s)
Bez DFS	6,34	8,71	15,05
S DFS, 2 ventily	0,78	0,83	1,61
S DFS, 1 ventil	0,68	1,17	1,85