



**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

F7

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra biomedicínské techniky**

Diplomová práce

Optimalizace Demand-flow systému pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci

Zdeněk Řídel

St. obor: Biomedicínský inženýr

Srpen 2018

Vedoucí práce: Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.

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

Student: **Bc. Zdeněk Řídel**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Optimalizace Demand-flow systému pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci**
Téma anglicky: Optimization of the Demand Flow System for 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 :

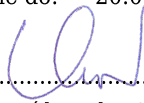
Vytvořte a ověřte novou verzi Demand-flow systému (DFS) pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Analyzujte konstrukci a technické parametry současného DFS. Identifikujte potenciální slabé stránky DFS, zejména z hlediska spolehlivosti fungování a komfortu pro pacienta a obsluhu. Na základě výsledků analýzy navrhnete, zkonstruujete a experimentálně ověřte novou verzi DFS. Vyhodnotte účinnost nové verze DFS při podpoře spontánního dýchání během HFOV.

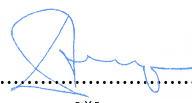
Seznam odborné literatury:

- [1] Roubik 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., Vol. 58, No. 11, 2011
- [2] Ráfl J., Optimalizace umělé plicní ventilace: Podpora spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci, [Disertační práce], 2015, 138 s.
- [3] Heerde M., et al., Demand flow facilitates spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation in a pig model, Crit. Care Med., Vol. 37, No. 3, 2009
- [4] Iotti E., Braschi A., Measurements of respiratory mechanics during mechanical ventilation, ed. 1st, Rhäzüns: Hamilton Medical AG, 1999, ISBN 3-9521865-0-3

Vedoucí: Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.
Konzultant: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., doc. MUDr. Roman Zazula, Ph.D.

Zadání platné do: 20.08.2018


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

Poděkování / Prohlášení

Na tomto místě bych rád vyjádřil hluboké poděkování vedoucímu práce Ing. Jakubu Ráflovi, Ph.D. za odborné vedení, rady, připomínky a trpělivost při mnohdy komplikovaném řešení diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat své rodině a kamarádům za vytrvalou podporu a motivaci v průběhu psaní mé diplomové práce. Děkuji také Ing. Zdeňce Fingrové za pomoc s korekturou finálního textu práce.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Optimalizace Demand-flow systému pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Praze dne 17. 8. 2018

.....
Zdeněk Řídel

Abstrakt / Abstract

V rámci diplomové práce jsem se zaměřil na nápravu nedostatků současné experimentální verze Demand-flow systému pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV), který je vyvíjen na FBMI ČVUT, a jeho přiblížení skutečným zdravotnickým prostředkům. Analýzou současného systému byly odhaleny nedostatky DFS ve formě hardwarové koncepce, nevyhovujícího grafického uživatelského rozhraní (GUI) a neschopnosti detekce hazardních stavů. Nově navržený DFS je založen na koncepci vestavěných systémů se zabudovaným řídicím počítačem a integruje do své konstrukce také dotykový displej, kterým je systém ovládán a na kterém jsou v přehledném GUI vykreslovány aktuálně měřené tlakové proměnné. DFS je také nově schopen detekce a ošetření hazardního stavu uvolnění hadičky pro měření tlaku v dýchacím okruhu. Schopnost zkonstruovaného DFS podporovat spontánní dýchání pacienta byla ověřena laboratorní simulací, ve které DFS prokázal potenci kompenzovat simulované spotánní dechy a redukovat navýšený pressure-time produkt $iPTP$.

Klíčová slova: HFOV, Demand-flow systém, vestavěný systém, PID regulátor, spontánní dýchání.

Scope of this thesis was to further develop experimental system, which is intended to facilitate spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation (HFOV). Analysis of design and construction of the so-called Demand-flow system (DFS) was performed. DFS is based on complicated hardware platform, lacks user-friendly graphical user interface (GUI) and is unable to detect, remedy and report hazardous states. Newly designed system is based on a concept of embedded medical devices. DFS is controlled by program running on microcontroller. Graphical user interface (GUI) was implemented on a small integrated touchscreen. DFS is now capable to detect and remedy hazardous state of failure of measurement of the proximal airway pressure. Alarm is then displayed on the screen. Capability of newly designed DFS to support spontaneous breathing was evaluated. DFS was able to compensate simulated spontaneous breaths and changes in mean airway pressure. DFS also significantly reduced imposed pressure-time product.

Keywords: HFOV, Demand-flow system, embedded medical device, spontaneous breathing, PID controller.

Title translation: Optimization of the Demand Flow System for support of spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation.

Obsah /

1 Úvod	1
1.1 Přehled současného stavu	2
1.2 Cíle práce	4
2 Analýza Demand-flow systému	5
2.1 Uspořádání a princip činnosti současného DFS	5
2.2 Regulační parametry současného DFS	7
2.3 Nedostatky současného DFS	7
2.3.1 Hardwarová a softwarová platforma pro řízení	7
2.3.2 Hazardní stavy	8
2.4 Východiska pro návrh nového DFS	9
3 Parametry ventilů	10
3.1 Inspirační ventil	10
3.2 Exspirační ventil	11
3.3 Buzení řízených ventilů	11
4 Hardwarová architektura nového DFS	12
5 Softwarová architektura nového DFS	14
5.1 Regulační úloha DFS	14
5.2 PID regulátor	15
5.2.1 Realizace PID regulátoru na mikrokontroléru .	17
5.2.2 Nastavení PID regulátoru	19
5.3 Filtrace HF oscilací	19
5.3.1 Realizace IIR filtru na mikrokontroléru	20
5.4 Implementace řídicího programu	21
5.4.1 Realizace lineární interpolace na mikrokontroléru	23
5.4.2 Ošetření hazardního stavu	25
5.5 Implementace grafického uživatelského rozhraní	25
5.5.1 Forma a vzhled uživatelského rozhraní	26
5.5.2 Způsob ovládání	28
6 Ověření funkčnosti (metody, výsledky)	29
6.1 Podpora spontánního dýchání .	29
6.2 Metody	30
6.2.1 Příprava laboratorního experimentu	30
6.2.2 Protokol laboratorního experimentu	31
6.2.3 Zpracování a vyhodnocení dat	31
6.3 Výsledky	33
6.3.1 Regulační schopnosti navrhnutého a zkonstruovaného DFS	33
6.3.2 Ověření funkce ošetření hazardního stavu	36
7 Diskuse	37
8 Závěr	41
Literatura	42
A Zkratky a symboly	48
A.1 Zkratky	48
A.2 Symboly	48
B Fotodokumentace	50
C Obsah příloženého optického disku	51
Obsah příloženého CD	51

Tabulky / Obrázky

5.1. Iničiální koeficienty regulátoru DFS.....	19
5.2. Finální koeficienty regulátoru DFS.....	19
6.1. Regulační schopnosti navrženého DFS.....	34
1.1. Schéma HFO ventilátoru SensorMedics 3100B	3
2.1. Blokový diagram poslední verze DFS	6
3.1. Průtoková charakteristika inspiračního ventilu	10
3.2. Průtoková charakteristika expiračního ventilu	11
4.1. Blokové schéma hardwarové architektury DFS	13
5.1. Blokové schéma regulační úlohy DFS	15
5.2. Blokové schéma implementovaného PID regulátoru	16
5.3. Přímá struktura IIR filtru 2. řádu.....	20
5.4. Vývojový diagram řídicího programu	22
5.5. Navrhnuté GUI – pasivní stav .	27
5.6. Navrhnuté GUI – aktivní stav .	27
5.7. Chybová hláška při vybavení alarmu	28
6.1. Schéma laboratorního experimentu	30
6.2. Význam parametrů použitých pro hodnocení DFS.....	32
6.3. Simulovaný průtokový profil s vypnutými oscilacemi	34
6.4. Simulovaný průtokový profil se zapnutými oscilacemi	35
6.5. Přehled změřených hodnot <i>iPTP</i>	35
6.6. Průběh p_{aw} , <i>CDP</i> během hazardního stavu s inhibovanou detekcí	36
6.7. Průběh p_{aw} , <i>CDP</i> během hazardního stavu s aktivovanou detekcí	36
B.1. Foto uspořádání experimentu..	50
B.2. Foto DFS umístěného na HFOV	50

Kapitola 1

Úvod

Jednou z nejvážnějších příčin dechového selhání je syndrom akutní dechové tísně (ARDS, z angl. Acute Respiratory Distress Syndrom), jehož úmrtnost se pohybuje mezi 40 a 60 procenty [1–3]. Toto devastující onemocnění je následkem nepřiměřené zánětlivé reakce v plicní tkáni, která vede k narušení alveolo-kapilární membrány, plicnímu edému, zástavě produkce surfaktantu a následné těžké hypoxii [4]. ARDS tak vede k hromadění tekutiny v plicních sklípcích, která brání v přechodu kyslíku do krevního řečiště a nahromaděná tekutina spolu se ztrátou surfaktantu snižuje plicní poddajnost. Běžné rizikové faktory spojené s ARDS jsou např. pneumonie, mimoplicní sepse, aspirace žaludečního obsahu, trauma, popáleniny a tonutí [5]. Závažnost ARDS se klasifikuje do 3 skupin podle oxygenace, která se vyjadřuje poměrem parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi P_aO_2 a frakce kyslíku ve ventilační směsi F_iO_2 [6]: Jde o mírnou formu ARDS ($200 \text{ mmHg} < P_aO_2/F_iO_2 \leq 300 \text{ mmHg}$), střední ($100 \text{ mmHg} < P_aO_2/F_iO_2 \leq 200 \text{ mmHg}$) a těžkou ($P_aO_2/F_iO_2 \leq 100 \text{ mmHg}$).

Principy léčby jsou navzdory různorodému původu onemocnění podobné. Je nutné udržovat dostatečnou oxygenaci organismu a léčit základní příčinu akutního plicního postižení [7]. Mechanická ventilace představuje hlavní terapeutickou podporu pro udržení přijatelné plynové plicní výměny. Ačkoliv je mechanická ventilace životzachraňující metodou, často zapříčiňuje tzv. poškození plic způsobené umělou plicní ventilací (VILI, z angl. Ventilator-Induced Lung Injury). Animální studie prokázaly, že konvenční režimy mechanické ventilace s velkými dechovými objemy a vysokými tlaky podněcují zánětlivou odpověď plic, která dále podporuje systémovou zánětlivou reakci, zpravidla končící multiorgánovým selháním [8]. Mechanismy týkající se VILI zahrnují nadměrné roztahnutí alveolů (volutrauma), působení střížných sil při opakovaném kolapsu a otevření alveolů (atelectrauma) a nadměrný tlak uvnitř alveolů (barotrauma). Formulace a používání zásad protektivní ventilace umožnila snížit potenciálně škodlivé mechanismy způsobující VILI a snížit úmrtnost a dobu trvání ventilace u pacientů s ARDS [9–10]. Patří mezi ně aplikace malých dechových objemů (doporučeno 6 ml/kg [11]), udržování pozitivního přetlaku na konci výdechu (*PEEP*, z angl. Positive End-Expiratory Pressure) k zabránění kolapsu alveolů a omezení špičkového tlaku v plicích.

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV, z angl. High-Frequency Oscillatory Ventilation) byla identifikována jako vhodná alternativní metoda aplikace protektivní ventilace a zlepšení oxygenace u pacientů s ARDS, nicméně vliv na úmrtnost nebyl dosud prokázán [12–13]. Fyzikální charakteristiky HFOV v porovnání s konvenční ventilací umožňují lepší eliminaci hyperinflace a nebezpečného cyklického kolapsu alveolů [14]. Toho je dosaženo výrazným snížením dechových objemů (1–3 mL/kg) a tím i vyvoláním výrazně nižších tlakových amplitud v plicích. Pro udržení adekvátní výměny plynů je zároveň nutné zvýšit dechovou frekvenci, přibližně 100krát na 2–10 dechů za sekundu [15]. HFOV osciluje plíce okolo konstantního středního distenzního tlaku *CDP* (z angl. Continuous Distending Pressure), který je vyšší než obvykle používaný při konvenční ventilaci. Ačkoliv mohou oscilace způsobit významné proximální a tracheální tlakové změny, jsou tyto tlakové fluktuace na alveolární úrovni výrazně utlumeny [16].

Kapitola 2

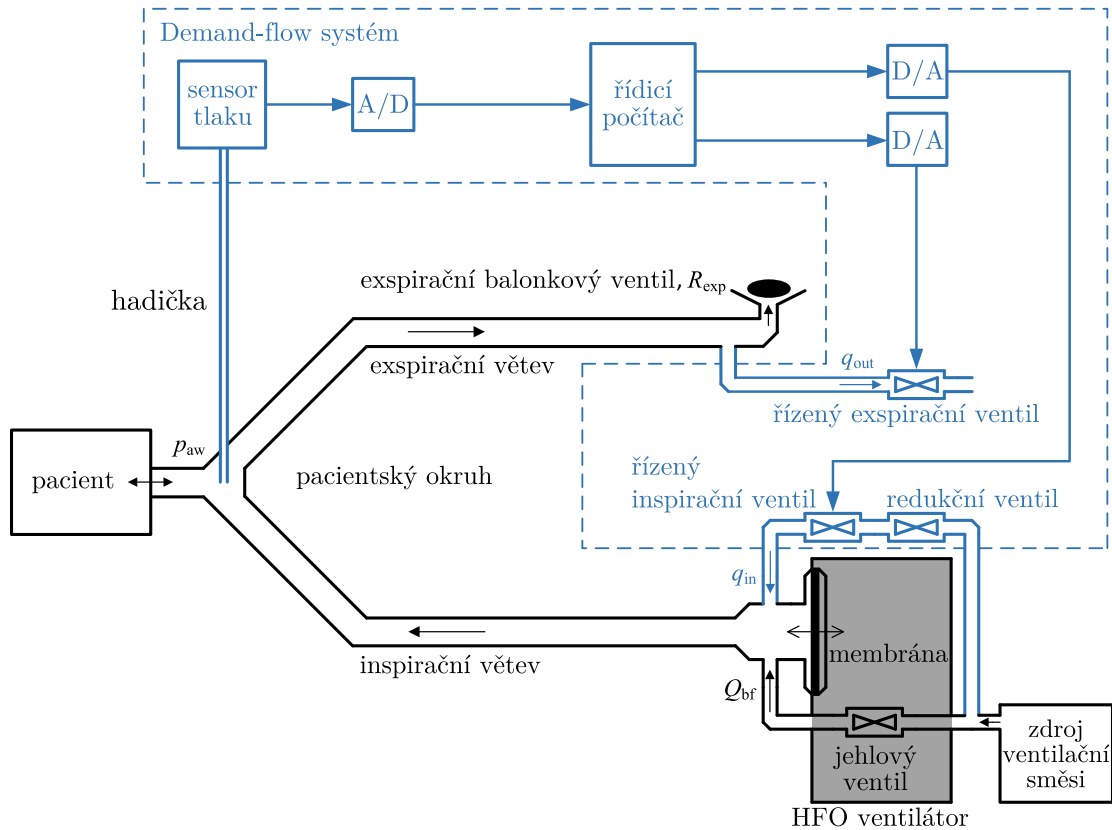
Analýza Demand-flow systému

2.1 Uspořádání a princip činnosti současného DFS

Blokové schéma vysokofrekvenčního oscilačního (HFO) ventilátoru SensorMedics 3100B spolu s připojeným Demand-flow systémem je zobrazeno na obrázku 2.1. Bez přítomnosti kompenzace spontánního dýchání Demand-flow systémem vstupuje plyn do patientského okruhu pouze přes jehlový ventil ventilátoru, kterým se přes otočný volič manuálně nastavuje konstantní průtok dýchacím okruhem Q_{bf} v rozsahu 0–60 L/min. Ventilací směs je vedena inspirační větví patientského okruhu do Y-spojky a následně přes expirační větev do expiračního balónkového ventilu, kterým opouští patientský okruh volně do atmosféry. Odpor expiračního balónkového ventilu R_{exp} je volen manuálně na vysokofrekvenčním ventilátoru. Nastavením Q_{bf} a R_{exp} je určen požadovaný střední distenzní tlak CDP_{set} v patientském okruhu a v dýchacích cestách pacienta. Oscilační membrána, která je zodpovědná za vytváření tlakových oscilací, je umístěna na rozhraní mezi HFO ventilátorem a patientským okruhem. Kmitání membrány s frekvencí 3–15 Hz vytváří tlakové oscilace superponované na střední distenzní tlak, které se šíří patientským okruhem do dýchacích cest pacienta a zajišťují výměnu plynu mezi patientským okruhem a dýchacími cestami v podobě krátkých, rychlých dechů s malým dechovým objemem, maximálně však do 260 mL [41]. Vydechovaný vzduch je veden kontinuálním proudem Q_{bf} do expirační větve patientského okruhu. Proximální tlak na vstupu do dýchacích cest pacienta p_{aw} je tvořen součtem periodických vysokofrekvenčních oscilací a CDP_{set} .

Pokud pacient vykoná pokus o spontánní dechovou aktivitu, dochází v patientském okruhu k výkyvům v proudění plynu. V případě spontánního nádechu je část pevně nastaveného Q_{bf} nasávána do dýchacích cest a průtok plynu expiračním balónkovým ventilem klesá. Aktuální hodnota středního distenzního tlaku CDP , tj. tlak p_{aw} bez HF oscilací, klesá pod nastavenou úroveň CDP_{set} . Při spontánním výdechu zvyšuje vydechovaný vzduch z respirační soustavy objem plynu v patientském okruhu, vzrůstá průtok plynu expiračním balónkovým ventilem a CDP roste nad CDP_{set} . Fluktuační CDP v důsledku spontánního dýchání znamená, že HFO ventilátor nedokáže zajistit dostatečný objem plynu v patientském okruhu potřebný pro komfortní spontánní nádech a včas odvést z patientského okruhu vydechovaný vzduch při spontánním výdechu. Důsledkem je zvýšené dechové úsilí pacienta.

Připojený Demand-flow systém kompenzuje výkyvy CDP a CDP_{set} způsobem úpravy průtoku plynu řízeným inspiračním ventilem a řízeným ventilem expiračním. Na obrázku 2.1 je znázorněna základní struktura DFS a jeho napojení na patientský okruh HFO ventilátoru. DFS měří tlak p_{aw} v Y-spojce patientského okruhu senzorem tlaku (NSCDRRN005PDUNV, Honeywell, USA) a převádí jej na analogový napěťový signál, který je digitalizován A/D převodníkem v DAQ kartě (DAQCard-6024E, National Instruments, USA). Software v řídicím počítači vyhodnotí z tlaku p_{aw} odchylku CDP od CDP_{set} a vypočítá požadovanou korekci průtoku plynu v patientském okruhu, která povede k eliminaci odchylky. Řídicí program realizovaný v prostředí aplikace



Obrázek 2.1. Vysokofrekvenční oscilační ventilátor, patientský okruh a pacient ve standardní konfiguraci (černě) a s připojeným Demand-flow systémem (modře). Převzato z [40].

MATLAB/Simulink (Mathworks, USA) dále vyčíslí požadovanou korekci průtoku na diskrétní hodnoty řídicích napěťových signálů. Diskrétní řídicí signály jsou následně D/A převodníky DAQ karty převedeny na analogové signály pro ovladače řízeného inspiračního ventilu a řízeného expiračního ventilu.

Proporcionální solenoidový řízený inspirační ventil (zakázková výroba, iQvalves, USA) zajišťuje dodávání objemového průtoku q_{in} na vstup inspirační větve dýchacího okruhu. Ventil je připojen paralelně ke stejnému zdroji ventilační směsi jako jehlový ventil HFO ventilátoru pro průtok Q_{bf} . Před řízeným inspiračním ventilem je vřazen redukční ventil (IR2010-F02, SMC, Japonsko), který redukuje a stabilizuje tlak v rozvodech medicínálních plynů. Řízený expirační ventil pocházel z ventilátoru VELA (Carefusion, USA) a slouží k odebrání průtoku q_{out} z expirační větve patientského okruhu. Ventil je připojen paralelně k expiračnímu balonkovému ventilu prostřednictvím T-spojky, která byla umístěna na pozici mezi expirační větev dýchacího okruhu a expirační balonkový ventil.

Potřeba kladné korekce průtoku patientským okruhem při spontánním nádechu je pokryta otevřením řízeného inspiračního ventilu. Dojde-li k vyhodnocení potřeby záporné korekce průtoku při spontánním výdechu, je přebytečný plyn z patientského okruhu odebrán řízeným expiračním ventilem. V ustáleném stavu, pokud systém nevyhodnotí přítomnost spontánního dýchání, jsou oba ventily uzavřené.

2.2 Regulační parametry současného DFS

Řízení obou ventilů současného DFS obstarává PID regulátor s metodou důsledné filtrace vysokofrekvenčních oscilací. O vyhodnocení parametrů jeho regulačních schopností a srovnání s jinými regulátory se postaral Ráfl ve své disertační práci [40]. PID regulátor nevyňikal svojí rychlostí, neboť jeho optimalizovaná verze byla přibližně 2,3krát pomalejší v inspiriu a 1,2krát pomalejší v expiriu oproti nejrychlejšímu testovanému regulátoru, a takový rozdíl byl předpokládán i proti konvenčním ventilátorům. Nicméně svoje přednosti projevila regulátor při podpoře spontánního dýchání a redukcii dechového úsilí během vysokofrekvenční ventilace. Při animálním experimentu snížil celkový navýšený pressure-time produkt $iPTP$ až o 68 % a celkovou normalizovanou navýšenou dechovou práci $iWOB_{norm}$ až o 67 % oproti stavu bez podpory spontánního dýchání. Dokázal tak snížit celkové navýšené dechové úsilí o 15 % více ve srovnání s druhým nejlepším regulátorem, založeným na koncepci LQG řízení. Navíc bylo při animálních experimentech zjištěno, že PID regulátor, na rozdíl od jiných regulátorů, zachovává při podpoře spontánního dýchání animálního modelu dodávané dechové objemy a nemění parciální tlaky krevních plynů. Také se ukázal praktický vliv PID regulátoru na životnost řízených ventilů tím, že důslednou filtrací HF oscilací bylo odstraněno neustálé periodické otevírání a zavírání řízených ventilů.

Ráfl tak ukázal, že spontánní dýchání během HFOV je možné podporovat Demand-flow systémem se dvěma řízenými ventily, inspiračním a expiračním, a efektivně snížit spontánní dechové úsilí pacienta. Filtrace HF oscilací sice zpomalovala kompenzaci středního distenzního tlaku regulátorem ve srovnání s konvenčními ventilátory, ale zajišťovala, že regulátor Demand-flow systému nerozkmitá řízené ventily a svými zásahy do proximálního tlaku nenaruší průběh HFO ventilace a navazující výměnu krevních plynů.[40]

Způsob řízení současného DFS je tak jeho hlavní předností.

2.3 Nedostatky současného DFS

2.3.1 Hardwarová a softwarová platforma pro řízení

V dnešní době je stále více odvětví lidské činnosti závislých na vestavěných systémech (embedded systémech). Na rozdíl od osobních počítačů je vestavěný systém jednodušší systém, ve kterém je řídicí počítač kompletně zabudován do zařízení, které ovládá. Uživatel je schopen volit funkce, ale nemůže měnit funkčnost zařízení přidáním či odebráním programového vybavení [42].

Moderní vestavěné systémy jsou často založeny na mikrokontrolérech (tj. mikroprocesorech s integrovanou pamětí a periferními rozhraními). 99 % mikroprocesorů je vyráběno jako součást vestavěných systémů [43]. Vestavěné systémy zahrnují širokou množinu aplikací od tzv. životně důležitých aplikací v automobilovém průmyslu, letectví, železnici, kosmonautiky a zdravotnických prostředků, po věci denní potřeby, jakými jsou např. mobilní telefony. Hlavní výhodou vestavěných systémů je jejich zaměření na konkrétní účel, který umožňuje tvůrci snížit velikost a cenu výrobku a zvýšit spolehlivost a optimalizovat výkon.

Z hlediska komfortu obsluhy lze označit uspořádání, obsluhu a ovládání celého současného Demand-flow systému jako nevhodné. Uživatel musí pracovat s prostorově oddělenou hardwarovou a softwarovou (řídicí) částí DFS. Současný DFS se skládá z přenosného počítače – notebooku a z modulu, který sdružuje obslužné hardwarové periferie. Těmi

jsou redukční ventil, řízený inspirační ventil, tlakový sensor, spínaný zdroj el. energie, DAQ karta, DA a AD převodníky. Modul je propojen datovým kabelem s notebookem, na kterém je v prostředí operačního systému Windows XP (Microsoft, USA) spuštěn řídicí program v aplikaci Matlab/Simulink. Absence celistvé konstrukce snižuje komfort obsluhy, především polohovatelnost a přenositelnost celého DFS. Za předpokladu použití DFS u pacienta s ARDS na jednotce intenzivní péče také dále zahušťuje okolí pacienta nutností přítomnosti řídicího notebooku a řešením jeho vhodného umístění.

Náprava neuspokojivého prostorového uspořádání DFS se tak nabízí v jeho převodu na vestavěný systém, který sdruží všechny jeho části do jednoho celku.

Současná verze DFS dále klade nepřiměřené nároky na zdravotnický personál při jeho ovládání. Řízení DFS musí být nejprve inicializováno skriptem v Matlabu na notebooku, který ovládá hardwarovou část DFS, kde je realizováno měření tlakových veličin a ovládání pneumatických ventilů. Zahájení podpory spontánního dýchání je následně provedeno spuštěním modelu řízení v programu Simulink. Od běžného zdravotnického personálu nelze očekávat detailní znalost vnitřního fungování DFS a schopnost orientace v blokovém schématu Simulinku a schopnost práce s aplikací Matlab obecně. Grafické uživatelského rozhraní dále nedostatečně informuje uživatele o aktuálním stavu systému. Např. řídicí program nebere v potaz havarijní stavy a není schopen vybavovat chybové hlášky informující uživatele o možných nebezpečích, což je jeden ze základních požadavků na programové vybavení dle normy ČSN EN ISO 60601-1 „Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost“ [44].

■ 2.3.2 Hazardní stavy

Nejvážnější z nebezpečných stavů, které současný DFS ignoruje, je havarijní situace při vytrhnutí hadičky (znázorněna na Obrázku 2.1) z portu na patientském okruhu pro měření proximálního tlaku v dýchacích cestách pacienta. Uvolnění hadičky způsobí pokles hodnoty měřeného tlaku na nulovou hodnotu, který systém při nastaveném kladném CDP_{set} vyhodnotí jako spontánní nádech pacienta. Systém reaguje na patientský průtokový požadavek otevřením inspiračního ventilu a při absenci funkční zpětnovazebné větve dochází k postupné saturaci řídicího signálu a úplnému otevření inspiračního ventilu. Ten tak může přivést do patientského okruhu přetlak až 2 bar v závislosti na nastavení redukčního a expiračního balónkového ventilu. Jelikož je typický tlakový rozkmit v patientském okruhu při HFOV roven 90 cmH₂O [35], může úplné a trvalé otevření inspiračního ventilu vyvolat až 20násobný přetlak v patientském okruhu oproti normálnímu stavu. Nebezpečnému přetlaku v dýchacím okruhu zabráni sám HFO ventilátor Sensormedics 3100B, který při překročení limitu pro $CDP > 60$ cmH₂O otevírá pojistný ventil a zastavuje svoji činnost. V důsledku je sice umožněno spontánní dýchání pacienta, ale aktivní ventilace pacienta HFO ventilátorem je zastavena.

Další z potenciálních nebezpečných stavů současného DFS je výpadek napájení, a to buď výpadek vnějšího napájení nebo porucha na vnitřních napájecích okruzích systému. Výpadek napájení by v ideálním případě znamenal pouze přerušení aktivní podpory spontánního dýchání pacienta. Použitý řízený inspirační solenoidový ventil se bez přivedené elektrické energie nachází ve stavu normálně zavřeném a nepředstavuje riziko. Naopak řízený expirační solenoidový ventil je bez napájení ve stavu normálně otevřeném. Tento stav expiračního ventilu by při výpadku napájení způsobil okamžitý pokles tlaku v patientském okruhu, vybavení alarmů HFO ventilátoru a ukončení činnosti ventilátoru mající za následek zastavení výměny plynu mezi patientským okruhem a dýchacími cestami nebožtíka.

2.4 Východiska pro návrh nového DFS

Současná verze Demand-flow systému je úspěšným demonstračním a experimentálním řešením podpory spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Fyzické uspořádání DFS nicméně neodpovídá nárokům na malé rozměry, snadnou přenositelnost a manipulovatelnost. Obsluha řídicího programu v prostředí aplikace Matlab klade na uživatele nepřiměřené nároky a systém nemá implementovanou jakoukoliv detekci hazardních stavů. Naopak současný DFS vykazuje přednost ve způsobu řízení ventilů kompenzujících spontánní dechové úsilí pacienta.

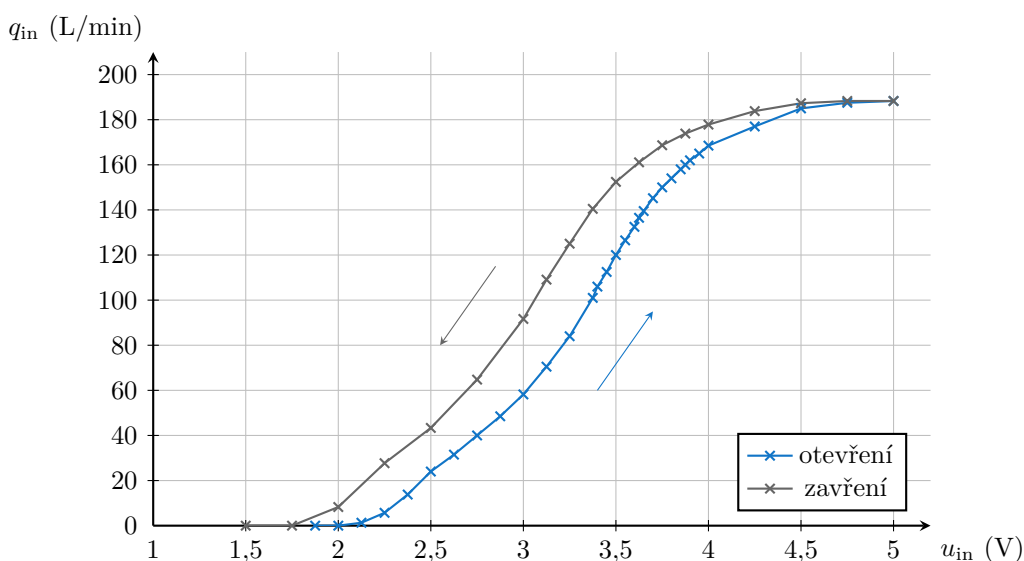
Pro bližší posun k využití v klinické praxi je nutná inovace DFS směrem k průmyslovému standardu zdravotnických prostředků jako vestavěných systémů. Východisky pro návrh nového DFS se tak staly následující požadavky plynoucí z analýzy současného systému:

- změna uspořádání z prostorově oddělené dvojice osobní počítač – modul, na vestavěný systém, který sdruží řízení a obslužné periferie do jednoho celku,
- převzetí úspěšného způsobu řízení PID regulátorem s filtrací HF oscilací,
- implementace ošetření hazardního stavu,
- jednoduché a přehledné uživatelské prostředí,
- kompaktní rozměry umožňující umístit celý DFS jako přídatný modul na HFO ventilátor,
- nízká cena.

Kapitola 3

Parametry ventilů

Vlastnosti použitých řízených ventilů a způsob jejich ovládání mají zásadní vliv na rychlost a přesnost jejich řízení. Proporcionální solenoidové ventily jsou běžnou součástí komerčních ventilátorů a používají se i při výzkumu a vývoji [45–46]. Podobně jako ostatní druhy proporcionálních ventilů, vykazují i solenoidové ventily několik nepříznivých nelineárních vlastností, jako je saturace, hystereze a mrtvé pásmo [47]. Jednou z hlavních příčin nelinearity ventilu je přítomnost statického a dynamického tření mezi tělem a jádrem ventilu [48]. Osvědčená metoda řízení solenoidových proporcionálních ventilů je buzení pulsně-šířkovou modulací (PWM), na kterou je superponován tzv. dither [49, 48]. Dither je definován jako umělý šum, který je záměrně přidán k řídicímu signálu pro zlepšení vlastností celého koncového systému [46]. Dither vytváří jemné zvlnění v elektrickém proudu procházejícím solenoidem tím, že moduluje řídicí signál nízkofrekvenčním signálem s malou amplitudou. Zvlnění uvede jádro ventilu do metastabilního stavu, kdy jádro kmitá okolo jedné polohy i v případě neměnného řídicího signálu. Dither tak snižuje vnitřní tření a v důsledku nelineární vlastnosti proporcionálních solenoidových ventilů. Zároveň je důležité nastavit frekvenci ditheru nad rezonanční frekvenci jádra proporcionálního ventilu, aby nedocházelo k přenosu chvění do proudícího média [50].



Obrázek 3.1. Závislost průtoku plynu q_{in} řízeným inspiračním ventilem na řídicím napětí u_{in} , vstupní tlak $p_{in} = 2$ bar.

3.1 Inspirační ventil

Řízený inspirační ventil z drahé zakázkové produkce byl při řešení této diplomové práce nahrazen dostupnou komerční variantou proporcionálního solenoidového ventilu VSO[®] MAX HP (typ 921411121, Parker, USA), který je výrobcem určen speciálně pro ventilační techniku. Firma Parker ve svém výrobku dokázala minimalizovat spotřebu (max.

Kapitola 4

Hardwarová architektura nového DFS

Možnost využití mikrokontrolérů v prototypování ventilační techniky ukázali Gölcük a kol. [51] při návrhu a konstrukci ventilátoru synchronizovaného s pulsní oxymetrií. Autoři využili spojení kompaktního jednodeskového mikropočítače Odroid-U3 a mikrokontroléru PIC18F4550. Mikrokontrolér se staral o řízení v reálném čase a komunikoval s jednodeskovým mikropočítačem, který obstaral prostřednictvím displeje uživatelské rozhraní. Funkčnost mikrokontrolérů při vývoji ventilátoru demonstrovali i další [52].

Po vzoru Gölcüka a kol. byla v této diplomové práci implementována koncepce rozdělení výpočetní náročnosti mezi jednodeskový mikropočítač a mikrokontrolér. Jednodeskový mikropočítač se staral o vykreslování grafického uživatelského rozhraní a uživatelskou interakci, mikrokontrolér zajišťoval běh řídicího programu.

Jako mikrokontrolér byl v nové hardwarové architektuře použit Hercules RM46L852 ve variantě osazení na vývojové desce Hercules RM46 LaunchPad (oba Texas Instruments, USA) pro snadné prototypování. Mikrokontrolér zajišťoval čtení dat z tlakového sensoru, filtraci dat z tohoto sensoru, běh řídicího programu, generování řídicích signálů pro drivery řízených ventilů a komunikaci s jednodeskovým počítačem. Základní důvody, pro které byl preferován tento mikrokontrolér, byly [53–54]:

- RM46L852 je mikrokontrolér určený pro aplikace vyžadující zvýšenou bezpečnost (bezpečnostní architektura mikrokontroléru obsahuje 2 mikroprocesorová jádra v tzv. režimu lockstep, která pro odhalení a opravu chyb paralelně zpracovávají stejné instrukce),
- integruje výkonný 32bitový mikroprocesor ARM Cortex-RF4 s taktem až 220 MHz,
- disponuje 192 kB paměti RAM dostatečné pro implementaci kaskády digitálních filtrů,
- podporuje komunikační protokoly SPI a I²C (byly použity pro komunikaci s periferními součástkami a přenosu dat do jednodeskového mikropočítače).

Jednodeskový mikropočítač byl zvolen Raspberry Pi 3 Model B (Raspberry Foundation, Wales). Raspberry je rodina oblíbených jednodeskových mikropočítačů s širokou uživatelskou základnou, velkým množstvím již hotových řešení a bohatou skladbou vývojových nástrojů. Raspberry Pi 3 Model B má kromě uživatelské přívětivosti následující parametry [55]:

- linuxový operační systém,
- čtyřjádrový 1,2 GHz procesor, 1 GB RAM,
- výstup na externí displej,
- velké množství vstupně-výstupních (GPIO)/UART/SPI/I²C pinů,
- malé rozměry (85 × 56 × 17 mm), nízká hmotnost 45 g,
- nízká cena.

Mikrokontrolér a jednodeskový mikropočítač byly v návrhu doplněny o několik jednoduchých integrovaných periferních obvodů. Celé blokové schéma DFS je znázorněno na Obrázku 4.1. Spínaný napájecí zdroj TPP 40-221 (TRACO POWER, USA) pokrývá potřebu 2 napájecích napěťových úrovní. Zdroj je elektrickým zařízením třídy

Kapitola 5

Softwarová architektura nového DFS

Softwarovou architekturu optimalizované verze DFS lze rozdělit na část řízení Demand-flow systému a část vykreslující grafické uživatelské prostředí (GUI, z angl. Graphical User Interface) na dotykovém displeji. Řídicí algoritmy DFS byly implementovány na mikrokontroleru a GUI naprogramováno v prostředí operačního systému jednodeskového mikro počítače.

Základní úlohou Demand-flow systému pro podporu spontánního dýchání je minimalizace rozdílu mezi aktuální hodnotou středního distenzního tlaku na vstupu dýchacích cest pacienta CDP a požadovanou hodnotou CDP_{set} nastavenou na ventilátoru. V předchozím výzkumu tuto úlohu plnilo několik různých regulátorů [32, 36, 38, 40]. Ráfl použil regulátor pro řízení dvou ventilů založený na proporčně-integračně-derivační (PID) koncepci [56] s důslednou metodou filtrace vysokofrekvenčních oscilací jako řešení, u kterého laboratorní i animální experimenty ukázaly nadřazenost tohoto regulátoru nad ostatními [40]. Regulátor ovládal oba dva řízené ventily, expirační i inspirační, a byl implementován prostřednictvím funkčních bloků v schématu Simulinku v aplikaci Matlab.

Pro řízení DFS byl v této práci použit modifikovaný Ráflův regulátor pro dva řízené ventily založený na PID koncepci s filtrací vysokofrekvenčních oscilací. Výzvou bylo snížení míry abstrakce řídicího programu vyjádřeného blokovým schématem Simulinku na textový zápis ve zdrojovém kódu programovacího jazyka C. Bylo nutné nalézt způsob implementace PID regulátorů, vzorkování a filtrace tlakového signálu v reálném čase a ošetření hazardních stavů.

5.1 Regulační úloha DFS

Metodu regulace středního distenzního tlaku v patientském okruhu HFO ventilátoru zevrubně popsal Ráfl ve své disertační práci [40]. Blokové schéma regulační úlohy je znázorněno na Obrázku 5.1. Vstupem do bloku PID regulátoru je, v diskrétním čase t_k , okamžitá hodnota chybového signálu – regulační odchylka $\Delta CDP(t_k)$ daná rozdílem požadované hodnoty konstantního středního distenzního tlaku CDP_{set} a aktuální hodnoty $CDP(t_k)$. Tlakový signál $CDP(t_k)$ je získán změřením proximálního tlaku p_{aw} tlakovým senzorem, jeho digitalizací a odfiltrováním HF oscilací. Výstupem PID regulátoru, řídicím signálem, je požadovaná změna průtoku $\Delta q_{reg}(t_k)$ přes expirační balónkový ventil, která reaguje na aktuální tlakový rozdíl mezi $CDP(t_k)$ a CDP_{set} . Hodnota $\Delta q_{reg}(t_k)$ je vypočítána tak, aby byly kompenovány spontánní dechy pacienta a aby se střední distenzní tlak v okruhu vrátil na hodnotu CDP_{set} . V případě, že pacient nedýchá, je regulační odchylka nulová, stejně jako výstup PID regulátoru, a objemový průtok plynu přes balónkový expirační ventil je roven nastavenému bias flow Q_{bf} . Akční člen převede řídicí signál $\Delta q_{reg}(t_k)$ na skutečnou změnu objemového průtoku Δq . Blok akčního členu je složen ze statických převodních charakteristik řízených ventilů, které převádějí požadovaný průtok $\Delta q_{reg}(t_k)$ na napětí, D/A převodníků, driverů řízených ventilů a samotných řízených ventilů, inspiračního a expiračního. Změna průtoku Δq je dále

vzniklý vydělením pravé strany Rovnice (5.7) koeficientem b_2 . Tím bylo odstraněno jedno násobení ve zpětné vazbě a dosaženo snížení náročnosti filtru na výpočet.

Z Rovnice (5.8) vychází přímá realizace IIR filtru 2. řádu na Obrázku 5.3. Ze struktury IIR filtru na Obrázku 5.3 byly vytvořeny rovnice pro výpočet výstupu $y[n]$. Pro výpočet odezvy filtru platí

$$y[n] = c_0x[n] + e_1, \quad (5.9)$$

$$e_1 = c_1x[n] + d_1y[n] + e_2, \quad (5.10)$$

$$e_2 = c_2x[n] + d_2y[n], \quad (5.11)$$

kde $y[n]$ je odezva filtru 2. řádu na vstup $x[n]$, c_0, c_1, c_2 a d_1, d_2 jsou koeficienty filtru (pro každý filtr 2. řádu z kaskády filtrů jsou koeficienty filtru jiné), e_1, e_2 jsou vnitřní stavové proměnné filtru.

5.4 Implementace řídicího programu

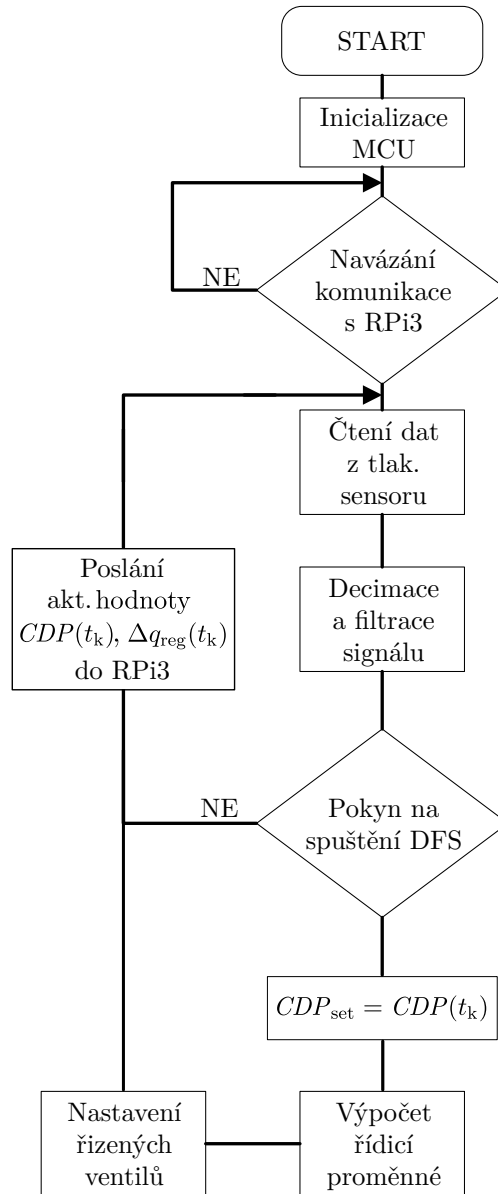
Řídicí algoritmus pro mikrokontrolér byl implementován pomocí vývojového prostředí Code Composer Studio 7.4.0 (Texas Instruments, USA) v programovacím jazyce C. Bylo využito výrobcem optimalizovaných knihoven pro rychlé zpracování digitálního signálu [62]. Zdrojový kód pro iniciální nastavení modulů mikrokontroléru byl generován ve výrobcem poskytovaném nástroji HALCoGen 04.07.00 [63].

Na Obrázku 5.4 je znázorněn zjednodušený vývojový diagram řídicího programu nahraného do mikrokontroléru. Je z něj patrný následující sled událostí: Po startu programu dochází k iniciálnímu nastavení mikrokontroléru. Dojde k inicializaci všech potřebných datových proměnných, konfiguraci vstupně- výstupních pinů, zavedení a výpočtu koeficientů PID regulátoru, zavedení struktur IIR filtrů z knihoven [62] a jejich koeficientů a nastavení datových sběrnic I²C a SPI pro komunikaci s periferními součástkami a jednodeskovým počítačem.

Po úvodním nastavení mikrokontrolér čeká na pokyn od jednodeskového počítače pro začátek své činnosti vyvolaný uživatelem. Tímto pokynem je změna napěťové úrovně (přesněji reakce na vzestupnou hranu) na pinu GIOB[0], která vyvolá přerušení v běhu programu a vykonání přednastavené rutiny. Touto rutinou je příkaz na spuštění interního čítače, od kterého je odvozena vzorkovací frekvence $f_s = 500$ Hz pro zpracování proximálního tlakového signálu p_{aw} .

Nastavením deterministicky přesné vzorkovací periody je řešeno vzorkování signálu p_{aw} . Čítač má rychlost svého přírůstku odvozenou od taktovací frekvence mikrokontroléru a po přednastavené hodnotě čítače odpovídající vzorkovací periodě $T_s = 0,002$ s dochází k periodicky se opakujícímu přetečení čítače a vybavení přerušení v řídicím programu. Rutina pro obsluhu tohoto přerušení následně volá metodu pro čtení dat z tlakového sensoru a metodu pro úpravu navzorkovaného signálu $p_{aw}(t_k)$.

Získání aktuální teplotně kompenzované hodnoty signálu $p_{aw}(t_k)$ probíhá vyčtením 16bitového slova z výstupního registru tlakového sensoru po datové sběrnici SPI (lze vyčíst až 4 bajty, kde poslední 2 bajty obsahují informaci o hodnotě kompenzované teploty [64]). První 2 bity jsou stavové bity nesoucí diagnostickou informaci o provozních podmínkách tlakového sensoru. Zbýlých 14 bitů dává po přepočtení podle [64] hodnotu signálu $p_{aw}(t_k)$ v milibarech. Pro přepočet na jednotku cmH₂O, jenž je běžně užívána ve ventilační technice, by bylo nutné výslednou hodnotu násobit zlomkem $\frac{100}{98,1}$, nicméně uvedený zlomek je roven přibližně jedné, a tak je i pro ušetření jedné operace násobení zanedbán. Na přesnost řízení toto zanedbání ostatně nemá vliv.



Obrázek 5.4. Vývojový diagram řídicího programu.

Vzorek proximálního tlakového signálu $p_{aw}(t_k)$ je následně předán do společné decimací a filtrační kaskády. Každý jednotlivý vzorek prochází vstupním antialiasingovým IIR filtrem 6. řádu, jak je popsáno v podkapitole 5.3. Poté dochází k první decimaci signálu stupně 5. Signál je po průchodu vstupním antialiasingovým filtrem podvzorkován zahozením čtyřech z pěti vzorků. Do následujícího IIR filtru 2. řádu typu dolní propust tak vstupuje jeden z pěti vzorků a na výstupu tohoto filtru dochází k obdobné druhé decimaci, tentokrát stupně 2. Signál podvzorkovaný na konečnou frekvenci $f_{s2} = 50$ Hz pak vstupuje do konečného prvku filtrační kaskády, pásmové zádrže IIR filtru 2. řádu, na jehož výstupu je hodnota $CDP(t_k)$.

V tomto okamžiku dochází k rozdělení běhu programu na základě podmínky, zda došlo v grafickém uživatelském rozhraní na dotykovém displeji jednodeskového mikropočítače k aktivaci podpory spontánního dýchání. Pokyn na start podpory spontánního dýchání přichází z jednodeskového mikropočítače prostřednictvím změny napěťové úrovně (vzestupná hrana) předanou na pin `GIOA` [7] mikrokontroléru. Vzestupná hrana

vyvolá přerušení běhu programu a do dedikované binární proměnné je zapsána hodnota TRUE. Obdobně uživatelský pokyn z dotykového displeje jednodeskového mikropočítače na zastavení podpory spontánního dýchání vyvolá přerušení běhu programu a zápis hodnoty FALSE do dedikované binární proměnné. Podnětem přerušení je v tomto případě vzestupná hrana na pinu mikrokontroléru GIOA [6].

V případě kladného vyhodnocení dedikované proměnné je jednorázově do proměnné držící CDP_{set} zapsána hodnota posledního vzorku $CDP(t_k)$ a setpoint je tímto fixován na jedné hodnotě po celou dobu podpory spontánního dýchání. Dále vstupuje vzorek $CDP(t_k)$ do bloku PID regulátoru. Výstupem PID regulátoru, řídicím signálem, je požadovaná změna průtoku $\Delta q_{\text{reg}}(t_k)$ přes expirační balónkový ventil, která reaguje na aktuální tlakový rozdíl mezi $CDP(t_k)$ a CDP_{set} . Průtok $\Delta q_{\text{reg}}(t_k)$ je převeden na požadované výstupní napětí DA převodníků určující otevření řízených ventilů. Hodnota řídicího napětí je vypočítána pro každý řízený ventil z inverzních funkcí ke statickým převodním charakteristikám $q_{\text{in}}(u_{\text{in}})$ a $q_{\text{out}}(u_{\text{out}}, CDP)$, které byly uvedeny v kapitole 3. Řídicí napětí pro mezilehlé body bylo vypočteno metodou lineární interpolace.

Hodnoty $CDP(t_k)$ a $\Delta q_{\text{reg}}(t_k)$ jsou prostřednictvím datové sběrnice I²C posílány do jednodeskového mikropočítače pro vykreslení jejich aktuální hodnoty až na úplném konci jednoho cyklu programu. Tímto je snížena latence mezi změřením okamžité hodnoty $CDP(t_k)$ a otevřením řízeného inspiračního, nebo expiračního ventilu na minimum.

Pro otevírání řízených ventilů zároveň platí pravidlo, že v jeden okamžik může být otevřen pouze jeden z nich a to díky faktu, že řízené ventily působí na průtok balónkovým ventilem opačnými účinky.

■ 5.4.1 Realizace lineární interpolace na mikrokontroléru

Grafy statických převodních charakteristik ventilů jsou popsány tabulkami hodnot dvojice bodů $[q_i, u_i]$. Výpočet mezilehlých hodnot byl implementován následujícím způsobem:

Prvním krokem byla implementace jednoduché lineární interpolace mezi dvěma body. Jsou-li dány dva známé body souřadnicemi (x_0, y_0) a (x_1, y_1) , lineární interpolace je přímka mezi těmito dvěma body. Pro hodnotu $x \in (x_0, x_1)$ je hodnota y podél přímky dána

$$\frac{y - y_0}{y_1 - y_0} = \frac{x - x_0}{x_1 - x_0}.$$

Vyjádřením y se dostane

$$y = y_0 + (x - x_0) \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0}. \quad (5.12)$$

Ve zdrojovém kódu byla Rovnice (5.12) realizována následující metodou s ošetřením případu vstupní proměnné mimo interval (x_0, x_1) podle [65]:

```
float interpolate(float x0, float y0, float x1, float y1, float x)
{
    float t;

    if (x <= x0) { return y0; }
    if (x >= x1) { return y1; }

    t = (x-x0);
    t /= (x1-x0);

    return y0 + t*(y1-y0);
}
```

Dalším krokem byla definice datové struktury pro uložení dvojic bodů statických převodních charakteristik řízených ventilů. Datová struktura obsahuje ukazatele na 2 pole hodnot $(x_0, x_1, \dots, x_{n-1})$ a $(y_0, y_1, \dots, y_{n-1})$ a proměnnou definující délku polí:

```
// Definice struktury
struct lookup_table {
    uint8_t x_length;

    float *x_values;
    float *y_values;
};

// Příklad deklarace proměnných využívající výše uvedenou dat. strukturu
// Souřadnice odpovídají bodům z převodní charky insp. ventilu
float Qin_flow[] = {0.0, 0.24, 0.64, 1.03, 1.43, 2.66};
float Qin_voltage[] = {0.0, 0.24, 0.6, 0.87, 1.00, 1.00};

struct lookup_table Qin = {
    6,          // Počet datových bodů
    Qin_flow,   // Pole x-souřadnic
    Qin_voltage // Pole y-souřadnic
};
```

Pro statickou převodní charakteristiku inspiračního ventilu odpovídá pole hodnot $(x_0, x_1, \dots, x_{n-1})$ hodnotám $(q_{0in}, q_{1in}, \dots, q_{n-1in})$ a pole hodnot $(y_0, y_1, \dots, y_{n-1})$ hodnotám $(u_{0in}, u_{1in}, \dots, u_{n-1in})$.

Definicí nové datové struktury byla získána tabulka bodů (x, y) . Grafem je křivka složená z jednotlivých úseček spojující sousední body. Pro zadanou hodnotu mezilehlého bodu x bylo nutné najít korespondující úsečku a poté provést lineární interpolaci pro nalezení odpovídajícího body y . V následujícím výpisu zdrojového kódu je patrný navržený algoritmus:

```
float interpolate_table(struct lookup_table *table, float32_t x){
    uint8_t segment;

    // Zkontroluj meze a saturuj při jejich překročení
    if (x > (table->x_values[table->x_length-1])) {
        /* x-hodnota příliš velká, saturuj do maxima y-hodnot */
        return table->y_values[table->x_length-1];
    }
    else if (x < (table->x_values[0])) {
        /* x-hodnota příliš malá, saturuj do minima y-hodnot */
        return table->y_values[0];
    }
    /* Najdi úsečku, kde leží x */
    for (segment = 0; segment < (table->x_length-1); segment++)
    {
        if ((table->x_values[segment] <= x) &&
            (table->x_values[segment+1] >= x))
        {
            /* Nalezena správná úsečka, interpoluj */
            return interpolate_segment(table->x_values[segment], // x0
                                     table->y_values[segment], // y0
                                     table->x_values[segment+1], // x1
```



```

table->y_values[segment+1], // y1
x);                          // x
    }
}
}

```

Algoritmus iterativně prochází pole x-souřadnic a porovnáním hledá dvojici sousedních bodů. Úsečku mezi sousedními body následně lineárně interpoluje pro získání mezi-lehlého bodu.

■ 5.4.2 Ošetření hazardního stavu

V podkapitole 2.3.2 byl popsán hazardní stav systému při uvolnění hadičky pro měření proximálních tlakových změn p_{aw} (a z něj odvozené CDP) vedoucí k postupné saturaci řídicího signálu PID kontroléru a k trvajícím úplnému otevření inspiračního ventilu. Tento stav vede k potenciálně nebezpečnému přetlaku v patientském okruhu ventilátoru.

Algoritmus ošetření hazardního stavu byl založen na detekci hazardního stavu, který je dán kombinací hodnot tří proměnných. Po uvolnění hadičky klesá měřený $CDP(t_k)$ k nulové hodnotě, nižší než CDP_{set} , dochází k saturaci řídicího signálu u a úplnému otevření inspiračního ventilu. Tento stav potenciálně mimikuje náhlý, spontánní, hluboký nádech pacienta. Stavem hazardním se stává ve chvíli, kdy při otevření ventilu nedojde ke kompenzaci poklesu $CDP(t_k)$ směrem k požadovanému CDP_{set} a měřený $CDP(t_k)$ setrvává blízko nulové hodnotě i přes otevřený inspirační ventil. Časový interval T_{haz} , po který platí stav poklesu CDP a saturace řídicího signálu, rozhoduje o splnění podmínky detekce uvolnění hadičky. T_{haz} je odvozen od změřené inspirační prodlevy systému T_2 (popsané v podkapitole 6.2), za kterou dojde k vyrovnání tlaků $CDP(t_k)$ a CDP_{set} . Změřená inspirační prodleva nebyla horší než 500 ms, a tak byla zvolena doba trvání hazardního stavu jako $T_{haz} = 500$ ms. Pro splnění podmínky detekce hazardního stavu uvolnění hadičky tak musí současně nastat následující 3 stavy:

$$\begin{array}{l}
 \text{Uvolnění hadičky} \quad \Leftrightarrow \quad \begin{array}{l}
 CDP(t_k) < 5 \text{ cmH}_2\text{O} \\
 u(t_k) = q_{\text{insp_max}} \\
 T_{\text{haz}} > 500 \text{ ms}
 \end{array}
 \end{array}$$

V případě splnění podmínek pro hazardní stav dochází k okamžitému zastavení podpory spontánního dýchání a k vydání příkazu na zavření inspiračního i expiračního ventilu. Systém přejde do pasivního stavu a zároveň mikrokontrolér předá informaci o havarijním stavu jednodeskovému počítači formou změny napětového stavu (náběžná hrana) na pinu GIOA [2] a na dotykovém displeji vybaví chybovou hlášku.

■ 5.5 Implementace grafického uživatelského rozhraní

Uživatelské rozhraní je jedním z hlavních nástrojů komunikace mezi programem a uživatelem. Uživatel je klíčový faktor při návrhu uživatelského rozhraní – dobře navržené uživatelské prostředí je příjemné na obsluhu a naopak.

Existují 4 základní principy návrhu uživatelského prostředí známé od roku 1971 [66]:

- znej uživatele,
- omez nutnost pamatování,
- optimalizuj operace,
- připrav se na chyby.

První pravidlo odkazuje návrháře uživatelského rozhraní na fakt, že koncový uživatel je obyčejný člověk. On je ten, na koho by měl návrhář myslet a pro koho navrhovat uživatelské rozhraní. Pravidlo omezení nutnosti pamatování upozorňuje na slabost lidské paměti. Doporučuje se při zadávání řetězce nebo jména operace usnadnit uživateli úkol tím, že místo zadávání znak po znaku, uživatel vybere požadovanou položku ze seznamu. Pravidlo o optimalizaci operací navádí k nenápadnosti uživatelského rozhraní, uživatel by měl intuitivně ovládat uživatelské rozhraní. Poslední pravidlo přípravy na chyby znamená uchránit uživatele od programu jako i od uživatele samotného. Znamená to především dobré chybové hlášky.

Grafické uživatelské rozhraní bylo navrženo s přihlédnutím ke jmenovaným zásadám návrhu.

■ 5.5.1 Forma a vzhled uživatelského rozhraní

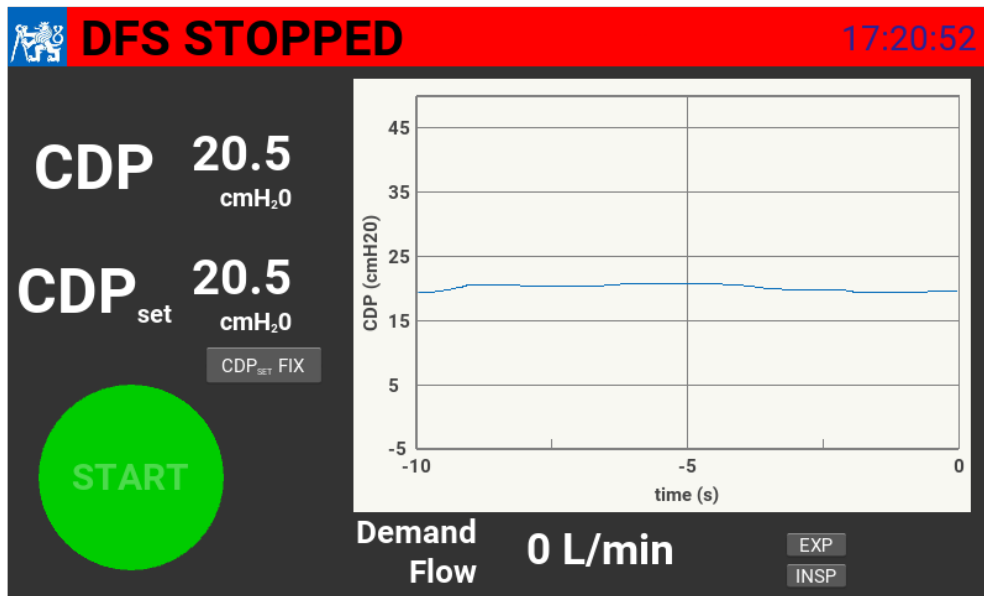
Grafické uživatelské rozhraní bylo implementováno na jednodeskovém mikropočítači Raspberry Pi 3 Model s připojeným 7palcovým dotykovým displejem (rozlišení 800×400 pixelů). Na jednodeskovém mikropočítači byl nainstalován linuxový operační systém Raspbian ve verzi Jessie. Uživatelské rozhraní bylo implementováno v programovacím jazyce Python prostřednictvím knihovny Kivy¹. Programovací jazyk Python je doporučován studentům-záčátečnickům samotnými tvůrci jednodeskového mikropočítače z The Raspbian Pi Foundation². Kivy je multiplatformová opensourcová knihovna pro tvorbu uživatelského rozhraní. Knihovna Kivy byla vybrána na základě diplomové práce Kostelníka [67], který ji mezi několika volně dostupnými knihovnami identifikoval jako ideální řešení pro experimentální aplikaci, z důvodu celkového hodnocení její multiplatformosti, podpory Pythonu, moderního UI, dokumentace a vývojových nástrojů.

Na Obrázku 5.5 a 5.6 je už vidět navrhnuté uživatelské rozhraní, které je vykreslováno na dotykový displej. Celé okno uživatelského rozhraní je složeno z těchto prvků:

1. *Titulek* – jednoznačně a přehledně informuje o stavu Demand-flow systému. Význam textu je zdůrazněn příbuzným podbarvením pruhu v pozadí titulku. Pro stav vypnuté podpory spontánního dýchání byla zvolena sytá červená barva. Po zapnutí systému je barva změněna na komplementární sytě zelenou. Dále je na pravém konci barevného pruhu zobrazován čas ve formátu HH:MM:SS.
2. *Tlakové proměnné* – uživatelské rozhraní vykresluje z hlediska řízení dvě nejdůležitější proměnné. Aktuální hodnotu vzorku řízené procesní proměnné $CDP(t_k)$ a hodnotu referenční proměnné (setpointu) CDP_{set} .
3. *Tlačítko Start/Stop* – je jedním ze dvou prvků rozhraní reagujícím na dotek uživatele. Svým tvarem, velikostí a barvou navádí uživatele, i bez přečtení textu na tlačítko, k významu své funkce. Stejně jako barevný pruh v pozadí titulku, má i tlačítko svou vizuální podobu pro zapnutý a vypnutý stav DFS. Pro zapnutý stav DFS je tlačítko podbarveno sytou zelenou barvou. V zapnutém stavu DFS je tlačítko zbarveno komplementární barvou sytě červené.
4. *Tlačítko fixace CDP_{set}* – zajišťuje uživatelskou volbu hodnoty setpointu CDP_{set} .
5. *Graf* – do souřadného systému na pravé straně okna je vykreslována hodnota posledních pěti set vzorků $CDP(t_k)$, respektive jejich 10sekundová historie. Graf v čase ubíhá zprava doleva tak, jak je obnovováno pole hodnot $CDP(t_k)$.
6. *Stav výstupu regulátoru* – je definován požadovanou změnou průtoku $\Delta q_{reg}(t_k)$. $\Delta q_{reg}(t_k)$ a je v GUI označen textovým polem Demand flow. Aktuální hodnota $\Delta q_{reg}(t_k)$ je vykreslena pod graf zobrazující průběh $CDP(t_k)$. Znaménko (polarita)

¹ <https://github.com/kivy>

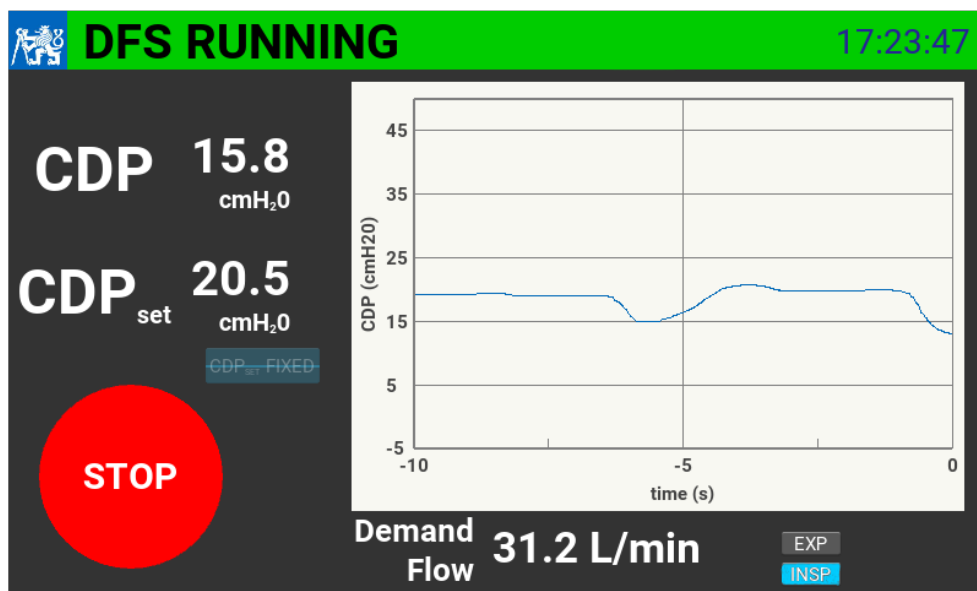
² <https://www.raspberrypi.org/help/faqs/#softwareLanguages>



Obrázek 5.5. Grafické uživatelské rozhraní DFS – pasivní stav.

$\Delta q_{\text{reg}}(t_k)$ reprezentuje otevření inspiračního nebo expiračního ventilu. Pro kladné hodnoty je otevřen inspirační a pro záporné expirační ventil. Uživateli je poskytnuto vizuální návěstí ve formě zvýraznění (světle modrou barvou) odpovídajících textových polí EXP a INSP.

7. Logo ČVUT – (tzv. lev na štáflích) bylo převzato z Grafických manuálů identity ČVUT [68].

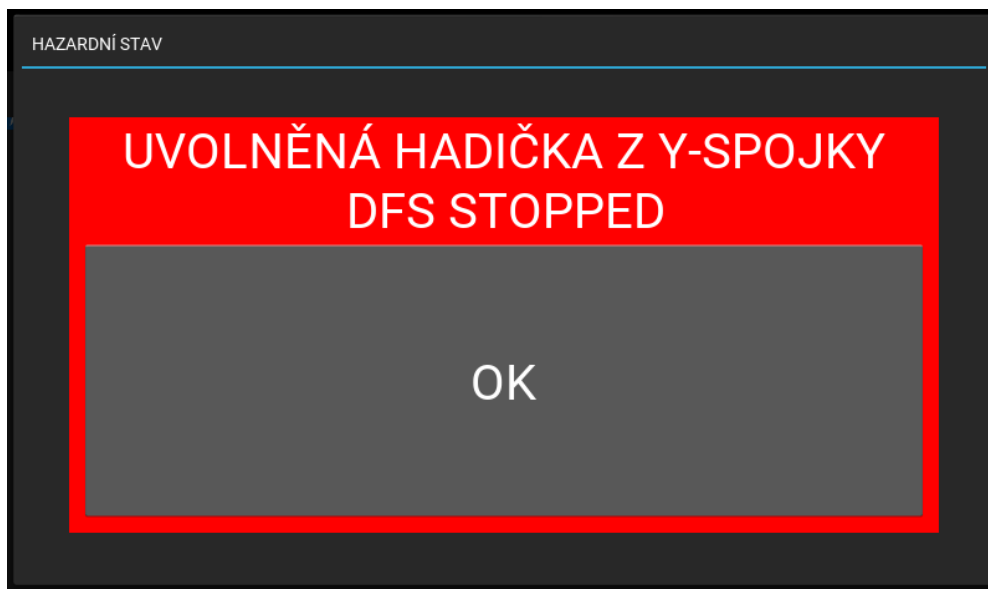


Obrázek 5.6. Grafické uživatelské rozhraní DFS – aktivní stav.

Jednotlivé prvky designu byly v okně uživatelského prostředí rozmístěny logicky. Z experimentálních poznatků bylo zjištěno, že člověk má tendenci vnímat informace na obrazovce zleva doprava a shora dolů [69]. To intuitivně odpovídá zvyklosti postupu čtení textu (alespoň v Evropě). Proto i rozmístění prvků uživatelského rozhraní bylo

tomuto principu přizpůsobeno. Titulek informující o stavu DFS je umístěn vlevo nahoře. Pod titulkem jsou zobrazeny tlakové proměnné a zapínací tlačítko. Doplňkové, informativní prvky se nachází vpravo a dole.

Chybová hláška s kvitovacím tlačítkem při hazardním stavu, popsáném v podkapitole 5.4.2, je vidět na následujícím Obrázku 5.7:



Obrázek 5.7. Chybová hláška zobrazená na dotykovém displeji při hazardním stavu uvolnění hadičky s tlačítkem pro kvitování stavu a návrat na hlavní obrazovku.

■ 5.5.2 Způsob ovládání

Po přivedení síťového napájení řídicí jednotce Demand-flow systému, která se skládá z mikrokontroléru a jednodeskového počítače, dojde k jejímu oživení a v uživatelském prostředí se začne vykreslovat aktuální průběh $CDP(t_k)$ v grafu a jeho aktuální hodnota v popisku nalevo. V této chvíli systém předpokládá připojení řízených ventilů DFS k patientskému okruhu. Po přivedení napájení je DFS v pasivním stavu, kdy není aktivní podpora spontánního dýchání, jsou uzavřeny inspirační i expirační ventil a dochází jen k monitoraci tlakových stavů v patientském okruhu a k nastavení pracovního bodu DFS. Tlačítko Start/Stop je v tomto stavu neaktivní, nereaguje na stisk (v případě dotykového displeje spíše na dotyk).

Při nastavování pracovního bodu DFS, v jeho pasivním stavu, přebírá vykreslovaná proměnná CDP_{set} hodnotu od $CDP(t_k)$. Na HFO ventilátoru je manuálně nastavena hodnota požadovaného CDP a stiskem tlačítka $CDP_{set}FIX$ na dotykovém displeji je tato hodnota zmrazena a potvrzena jako nový setpoint – referenční proměnná CDP_{set} . V tomto okamžiku je odblokováno (reaguje na stisk) Start/Stop tlačítko a po jeho stisku dochází k aktivaci podpory spontánního dýchání pacienta. Zároveň je pro stisk zablokováno tlačítko $CDP_{set}FIX$ tak, aby nedocházelo k nechtěné uživatelské interakci.

Kapitola 6

Ověření funkčnosti (metody, výsledky)

Regulační úlohou Demand-flow systému je stabilizace středního distenzního tlaku CDP v dýchacím okruhu HFO ventilátoru SensorMedics 3100B na nastavené referenční hodnotě tlaku CDP_{set} nezávisle na změnách v průtoku dýchacím okruhem ventilátoru, které jsou způsobeny spontánními nádechy a výdechy pacienta, a nastalé odchylky od CDP_{set} potlačit.

Roubík a kol. testovali ve svém článku [37] schopnost regulátoru navrženého pro tehdejší iteraci DFS kompenzovat výchylky středního distenzního tlaku CDP od referenčního CDP_{set} způsobem reakcí měřeného signálu proximálního tlaku p_{aw} na skokové změny průtoku q_{aw} plynu proudícího do dýchacích cest pacienta při zapnutém HFO ventilátoru a vypnutých a zapnutých vysokofrekvenčních oscilacích. Skoková změna q_{aw} představuje teoretický, nejhorší možný průběh spontánního dechu nebo výdechu. Skoková změna q_{aw} zároveň vyvolá nejrychlejší změnu regulovaného proximálního tlaku p_{aw} . Jelikož metoda testuje DFS pro nejkritičtější možný stav, byla metoda použita i pro vyhodnocení účinnosti kompenzace spontánních dechů Demand-flow systému navrženého v této práci.

6.1 Podpora spontánního dýchání

Spontánně dýchající pacient připojený k HFO ventilátoru musí na překonání přidaného průtočného odporu dýchacího okruhu ventilátoru vynaložit zvýšené dechové úsilí. Zvýšené dechové úsilí je v literatuře nejčastěji kvantifikováno dvěma parametry, buď navýšenou dechovou prací $iWOB$ (z angl. imposed Work Of Breathing), nebo navýšeným pressure-time produktem $iPTP$ (z angl. imposed Pressure-Time Product). Pro kvantifikaci zvýšeného dechového úsilí pacienta při HFO ventilaci je uvažováno pouze navýšené dechové úsilí dané rozdílem tlaku CDP a CDP_{set} [32].

Navýšená dechová práce je obvykle počítána jako součin průtoku plynu dýchacími cestami pacienta a tlakem, který tento průtok vyvolal [70]. Navýšená dechová práce je tak při HFOV počítána pro všechny okamžiky trvání inspiria T_{insp} , kdy platí $CDP(t) < CDP_{set}$, podle vztahu

$$iWOB_{insp} = \int_{(T_{insp})} (CDP_{set} - CDP(t)) \cdot q_{aw}(t) dt. \quad (6.1)$$

Analogicky pro navýšenou práci během expiria, za podmínky $CDP(t) > CDP_{set}$, platí

$$iWOB_{exp} = \int_{(T_{exp})} (CDP(t) - CDP_{set}) \cdot q_{aw}(t) dt. \quad (6.2)$$

Navýšený pressure-time produkt, na rozdíl od $iWOB$, při výpočtu nevyužívá hodnot q_{aw} , které jsou obvykle zatíženy značnou nejistotou měření. $iPTP$ bere v potaz pouze integrál odchylek skutečného CDP od CDP_{set} podle následujících vztahů:

Kapitola 7

Diskuse

V rámci diplomové práce byl představen nový koncept Demand-flow systému pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV), který navazoval na výzkum van Heerdeho, Roubíka, Ráfla a kol. [32, 36–40]. Konceptce byla po vzoru průmyslového standardu zdravotnických elektrických přístrojů změněna na vestavěný systém se zabudovaným řídicím počítačem. Změnou hardwarové konceptce bylo dosaženo kompaktních rozměrů a přiblížení se vzhledu a uspořádání moderních zdravotnických prostředků jako vestavěných systému. Původní uspořádání s přenosným osobním počítačem řídicím oddělenou hardwarovou část, bylo sjednoceno do jednoho výrobku. Nová verze DFS tak v sobě integruje mikrokontrolér, na kterém je implementován řídicí program, a dotykový displej, který poskytuje informace o okamžitém stavu systému a zprostředkovává uživatelskou interakci.

Jednou z podstatných inovací oproti původní verzi DFS byla snaha přiblížit dřívější experimentální systém prototypu skutečného zdravotnického prostředku. To nově znamenalo splnění některých požadavků normy ČSN EN ISO 60601-1 a norem navazujících. Z hlediska použitelnosti byly splněny požadavky na nepřetržité poskytování informací uživateli o okamžité hodnotě proměnných uzavřené smyčky. Tedy, jak je vidět na Obrázcích 5.5 a 5.6, se v uživatelském grafickém rozhraní (GUI) na dotykovém displeji vykresluje okamžitá hodnota a průběh měřené fyziologické proměnné veličiny středního distenzního tlaku v dýchacích cestách $CDP(t_k)$, okamžitá hodnota referenční proměnné veličiny CDP_{set} a okamžitá hodnota výstupní proměnné veličiny ovladače (regulátoru) změny průtoku expiračním balónkovým ventilem $\Delta q_{reg}(t_k)$, která je pro jasný význam označena jako Demand-flow.

Dále byl nově splněn požadavek normy na jasné zvýraznění stavu systému umístěním textového popisu do záhlaví okna uživatelského rozhraní a jeho specifickým podbarvením. Pro aktivní stav DFS, kdy je zapnuta podpora spontánního dýchání bylo zvoleno zelené podbarvení, viz Obrázek 5.6. Pro pasivní stav, který pouze monitoruje tlakové poměry v patientském okruhu vysokofrekvenčního oscilačního (HFO) ventilátoru a podpora spontánního dýchání je vypnuta, bylo zvoleno červené podbarvení, viz Obrázek 5.5. Různým podbarvením 2 možných stavů sice došlo z pohledu uživatele k jejich rozlišení, na první pohled bez nutnosti čtení textového popisu stavu v záhlaví, nicméně norma doporučuje užití červené barvy pouze jako varovného návěstí v případě nutnosti okamžité pozornosti uživatele. Z tohoto pohledu se zdá vhodnější volba žlutého podbarvení, jako informace o připravenosti systému k činnosti.

Vykreslováním přehledného GUI na integrovaném displeji bylo nahrazeno nevyhovující ovládání v prostředí aplikace Matlab a zároveň zvýšen komfort obsluhy. Na orientaci, na rozdíl od prostředí Matlabu, jednoduché implementované uživatelské prostředí zároveň zvýší bezpečnost obsluhy tím, že uživateli jsou na první pohled jasné jednotlivé prvky prostředí a nemusí vyvíjet zvýšené mentální úsilí při jeho obsluze, čímž se omezí případná chyba uživatele v ovládání DFS.

Další inovací, splňující částečně normu ČSN EN ISO 60601-1 a řešenou v rámci diplomové práce, bylo ošetření hazardního stavu výpadku měření proximálního tlaku p_{aw}

Kapitola 8

Závěr

V předloženém textu diplomové práce byl realizován návrh, konstrukce a ověření funkčnosti nové koncepce Demand-flow systému (DFS) pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV) jako vestavěného systému se zabudovaným řídicím počítačem. Analýzou stavu předchozí verze DFS byly zjištěny její nedostatky ve formě hardwarové koncepce, nevyhovujícího grafického uživatelského rozhraní (GUI) a neschopnosti detekovat hazardní stavy systému. Naopak byl převzat úspěšný a ověřený způsob řízení založený na proporcčně-integračně-derivační koncepci s metodou důsledné filtrace vysokofrekvenčních oscilací. Z hlediska komfortu a bezpečnosti obsluhy bylo nově implementováno přehledné GUI zobrazované na integrovaném dotykovém displeji. GUI nově vykreslovalo aktuální hodnotu měřené a regulované proměnné středního distenzního tlaku v dýchacích cestách pacienta *CDP*, její průběh a umožňovalo uživatelskou interakci a zobrazení alarmů. Systém byl nově schopen detekce a nápravy hazardního stavu – uvolnění hadičky pro měření tlaku *CDP*. Změnou hardwarové koncepce na vestavěný systém, implementací přehledného GUI a ošetřením hazardního stavu se navržený DFS přiblížil skutečným zdravotnickým prostředkům. Dosáhl toho i splněním dílčích požadavků normy ČSN EN ISO 60601-1, která specifikuje základní požadavky na bezpečnost zdravotnických prostředků. Schopnost zkonstruovaného DFS podporovat spontánní dýchání během HFOV byla ověřena laboratorním experimentem. DFS dokázal kompenzovat simulované spontánní nádechy a výdechy a snížil simulované navýšené dechové úsilí pacienta, které bylo vyjádřeno redukcí navýšeného pressure-time produktu *iPTP*.

Literatura

- [1] Yumiko Imai a Arthur S. Slutsky. High-frequency oscillatory ventilation and ventilator-induced lung injury. *Critical Care Medicine*. 2005, 33 (Supplement), S129–S134. DOI 10.1097/01.ccm.0000156793.05936.81.
- [2] A. Agrifoglio, J. Lopez, J. Figueira, M. Hernández, L. Fernández, M. Irazabal, S. Yus a M. Jiménez. Acute respiratory distress syndrome – the Berlin definition: impact on an ICU of a university hospital. *Critical Care*. 2013, 17 P94. DOI 10.1186/cc12032.
- [3] Jason Phua, Joan R. Badia, Neill K. J. Adhikari, Jan O. Friedrich, Robert A. Fowler, Jeff M. Singh, Damon C. Scales, David R. Stather, Amanda Li, Andrew Jones, David J. Gattas, David Hallett, George Tomlinson, Thomas E. Stewart a Niall D. Ferguson. Has Mortality from Acute Respiratory Distress Syndrome Decreased over Time?. *Am J Respir Crit Care Med*. 2009, 179 (3), 220–227. DOI 10.1164/rccm.200805-722oc.
- [4] Emanuel Nečas, Karel Šulc a Martin Vokurka. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. Karolinum, 2006. ISBN 978-80-246-0615-6.
- [5] Laurent Papazian, Carolyn S. Calfee, Davide Chiumello, Charles-Edouard Luyt, Nuala J. Meyer, Hiroshi Sekiguchi, Michael A. Matthay a Gianfranco Umberto Meduri. Diagnostic workup for ARDS patients. *Intensive Care Med*. 2016, 42 (5), 674–685. DOI 10.1007/s00134-016-4324-5.
- [6] Acute Respiratory Distress Syndrome. *JAMA*. 2012, 307 (23), DOI 10.1001/jama.2012.5669.
- [7] Lorraine B. Ware a Michael A. Matthay. The Acute Respiratory Distress Syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2000, 342 (18), 1334–1349. DOI 10.1056/nejm200005043421806.
- [8] Timothy D. Girard a Gordon R. Bernard. Mechanical Ventilation in ARDS. *Chest*. 2007, 131 (3), 921–929. DOI 10.1378/chest.06-1515.
- [9] M. B. P. Amato et al. Effect of a Protective-Ventilation Strategy on Mortality in the Acute Respiratory Distress Syndrome. *New England Journal of Medicine*. 1998, 338 (6), 347–354. DOI 10.1056/nejm199802053380602.
- [10] Ventilation with Lower Tidal Volumes as Compared with Traditional Tidal Volumes for Acute Lung Injury and the Acute Respiratory Distress Syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2000, 342 (18), 1301–1308. DOI 10.1056/nejm200005043421801.
- [11] Arthur S. Slutsky a V. Marco Ranieri. Ventilator-Induced Lung Injury. *New England Journal of Medicine*. 2013, 369 (22), 2126–2136. DOI 10.1056/nejmra1208707.
- [12] F. Eng, M. Ferri, S. Rizoli a L. Tremblay. High-frequency oscillatory ventilation for trauma patients with acute respiratory distress syndrome who fail conventional mechanical ventilation. *Critical Care*. 2007, 11 (Suppl 2), P197. DOI 10.1186/cc12032.



- High-frequency oscillation in adults: A utilization review. *Critical Care Medicine*. 2011, 39 (12), 2631–2644. DOI 10.1097/ccm.0b013e318226675e.
- [26] Christian Putensen, Sabine Zech, Hermann Wrigge, Jörg Zinserling, Frank Stüber, Tilman Von Siegel a Norbert Mutz. Long-Term Effects of Spontaneous Breathing During Ventilatory Support in Patients with Acute Lung Injury. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001, 164 (1), 43–49. DOI 10.1164/ajrccm.164.1.2001078.
- [27] Hermann Wrigge, Jörg Zinserling, Peter Neumann, Thomas Muders, Anders Magnusson, Christian Putensen a Göran Hedenstierna. Spontaneous breathing with airway pressure release ventilation favors ventilation in dependent lung regions and counters cyclic alveolar collapse in oleic-acid-induced lung injury: a randomized controlled computed tomography trial. *Critical Care*. 2005, 9 (6), R780. DOI 10.1186/cc3908.
- [28] Takeshi Yoshida, Hiroshi Rinka, Arito Kaji, Akira Yoshimoto, Hideki Arimoto, Toshinori Miyaichi a Masanori Kan. The Impact of Spontaneous Ventilation on Distribution of Lung Aeration in Patients with Acute Respiratory Distress Syndrome: Airway Pressure Release Ventilation Versus Pressure Support Ventilation. *Anesthesia & Analgesia*. 2009, 109 (6), 1892–1900. DOI 10.1213/ane.0b013e3181bbd918.
- [29] Andrés Esteban. Characteristics and Outcomes in Adult Patients Receiving Mechanical Ventilation: A 28-Day International Study. *JAMA*. 2002, 287 (3), 345. DOI 10.1001/jama.287.3.345.
- [30] Takeshi Yoshida, Akinori Uchiyama a Yuji Fujino. The role of spontaneous effort during mechanical ventilation: normal lung versus injured lung. *Journal of Intensive Care*. 2015, 3 (1), DOI 10.1186/s40560-015-0083-6.
- [31] E. Mireles-Cabodevila, E. Diaz-Guzman, G. A. Heresi a R. L. Chatburn. Alternative modes of mechanical ventilation: A review for the hospitalist. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*. 2009, 76 (7), 417–430. DOI 10.3949/ccjm.76a.08043.
- [32] Marc van Heerde, Huib R van Genderingen, Tom Leenhoven, Karel Roubik, Frans B Plötz a Dick G Markhorst. Imposed work of breathing during high-frequency oscillatory ventilation: a bench study. *Critical Care*. 2006, 10 (1), R23. DOI 10.1186/cc3988.
- [33] Curtis N. Sessler. Sedation, analgesia, and neuromuscular blockade for high-frequency oscillatory ventilation. *Critical Care Medicine*. 2005, 33 (Supplement), S209–S216. DOI 10.1097/01.ccm.0000156794.96880.df.
- [34] Michael J Banner, Marc J Jaeger a Robert R Kirby. Components of the work of breathing and implications for monitoring ventilator-dependent patients.. *Critical care medicine*. 1994, 22 (3), 515–523.
- [35] Henry E. Fessler, Stephen Derdak, Niall D. Ferguson, David N. Hager, Robert M. Kacmarek, B Taylor Thompson a Roy G. Brower. A protocol for high-frequency oscillatory ventilation in adults: Results from a roundtable discussion. *Critical Care Medicine*. 2007, 35 (7), 1649–1654. DOI 10.1097/01.ccm.0000269026.40739.2e.
- [36] Marc van Heerde, Karel Roubik, Vitek Kopelent, Frans B Plötz a Dick G Markhorst. Unloading work of breathing during high-frequency oscillatory ventilation: a bench study. *Critical Care*. 2006, 10 (4), R103. DOI 10.1186/cc4968.
- [37] K. Roubík, J. Ráfl, M. van Heerde a D. G. Markhorst. Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to

- an HFO Ventilator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011, vol. 58 (issue 11), 3225–3233. DOI 10.1109/TBME.2011.2165541.
- [38] Marc van Heerde, Karel Roubik, Vit Kopelent, Frans B. Plötz a Dick G. Markhorst. Demand flow facilitates spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation in a pig model. *Critical Care Medicine*. 2009, 37 (3), 1068–1073. DOI 10.1097/ccm.0b013e318196153b.
- [39] M. Van Heerde, K. Roubik, V. Kopelent, M. C. J. Kneyber a D. G. Markhorst. Spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation improves regional lung characteristics in experimental lung injury. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2010, 54 (10), 1248–1256. DOI 10.1111/j.1399-6576.2010.02323.x.
- [40] Jakub Ráfl. *Optimalizace umělé plicní ventilace: Podpora spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci*. Disertační práce, ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Kladno, 2015.
- [41] SensorMedics Corporation. *Operator's manual: 3100B high-frequency oscillatory ventilator*. 2001.
- [42] Steve Heath. *Embedded Systems Design, Second Edition*. 2002. ISBN 0750655461.
- [43] Rob Lineback. Microcontroller Unit Shipments Surge but Falling Prices Sap Sales Growth. *The McClean Report – A Complete Analysis and Forecast of the Integrated Circuit Industry*. 2005,
- [44] ÚNMZ. *ČSN EN ISO 60601-1 ed. 3. Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost*. 2009.
- [45] Aik Chong Lua, Ke Chuang Shi a Leok Poh Chua. Proportional assist ventilation system based on proportional solenoid valve control. *Medical Engineering & Physics*. 2001, 23 (6), 381–389. DOI 10.1016/s1350-4533(01)00058-3.
- [46] Vuong Vo. *Hysteresis reduction in hydraulic proportional valve control: Tuning parameters in dither compensation method*. Diplomová práce, Häme University of Applied Sciences. 2018.
<http://www.theseus.fi/handle/10024/142646>.
- [47] J. Ruan, R. Burton a P. Ukrainetz. *Some Experimental Considerations of Stage Control in Digital Valves*. In: *Fluid Power Systems and Technology*. ASME, 2002. <https://doi.org/10.1115/imece2002-39333>.
- [48] Tao Wang et al. Parameter tuning method for dither compensation of a pneumatic proportional valve with friction. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*. 2016, 29 (3), 607–614. DOI 10.3901/cjme.2016.0226.023.
- [49] Saikat Kumar Shome, Mangal Prakash, Arpita Mukherjee a Uma Datta. *Dither control for Dahl model based hysteresis compensation*. In: *2013 IEEE International Conference on Signal Processing, Computing and Control (ISPCC)*. IEEE, 2013. <https://doi.org/10.1109/ispcc.2013.6663460>.
- [50] Ondřej Čadek. Parametry proporcionálního a expiračního ventilu. *ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství*. 2012, Technická zpráva.
- [51] Adem Gölcük, Hakan Işık a Inan Güler. Design and Construction of a Microcontroller-Based Ventilator Synchronized with Pulse Oximeter. *Journal of Medical Systems*. 2016, 40 (7), DOI 10.1007/s10916-016-0538-x.
- [52] Nasrin Hoseini Majd a Homayun Ebrahimian. Ventilator with a capnograph smart sensors. *Journal of Artificial Intelligence in Electrical Engineering*. 2016, 5 (19), 31–38.

Příloha A

Zkratky a symboly

A.1 Zkratky

ARDS	Syndrom akutní dechové tísně (z angl. Acute Respiratory Distress Syndrome)
CPAP	z angl. Continuous Positive Airway Pressure
DAQ	Sběr dat (z angl. Data Acquisition)
DFS	Demand-flow systém
EKG	Elektrokardiografie
EMG	Elektromyografie
FIR	konečná impulsová odezva (z angl. Finite Impulse Response)
GPIO	Víceúčelový vstupně-výstupní pin (z angl. General Purpose Input-Output Pin)
GUI	Grafické uživatelské rozhraní
HF	Vysokofrekvenční (z angl. High Frequency)
HFO	Vysokofrekvenční oscilace (z angl. High Frequency Oscillation)
HFOV	Vysokofrekvenční oscilační ventilace (z angl. High Frequency Oscillation)
I ² C	Dvoudrátové rozhraní (z angl. Inter-Integrated Circuit)
IIR	Nekonečná impulsová odezva (z angl. Infinite Impulse Response)
LQG	z angl. Linear Quadratic Gaussian
PID	Proporčně-integračně-derivační
PWM	Pulsně-šířková modulace (z angl. Pulse-Width Modulation)
RAM	Paměť s náhodným přístupem (z angl. Random Access Memory)
SPI	Sériové periferní rozhraní (z angl. Serial Peripheral Interface)
UART	Asynchronní sériové rozhraní (z angl. Universal Asynchronous Receiver and Transmitter)
VILI	Poškození plic způsobené umělou plicní ventilací (z angl. Ventilator Induced Lung Injury)

A.2 Symboly

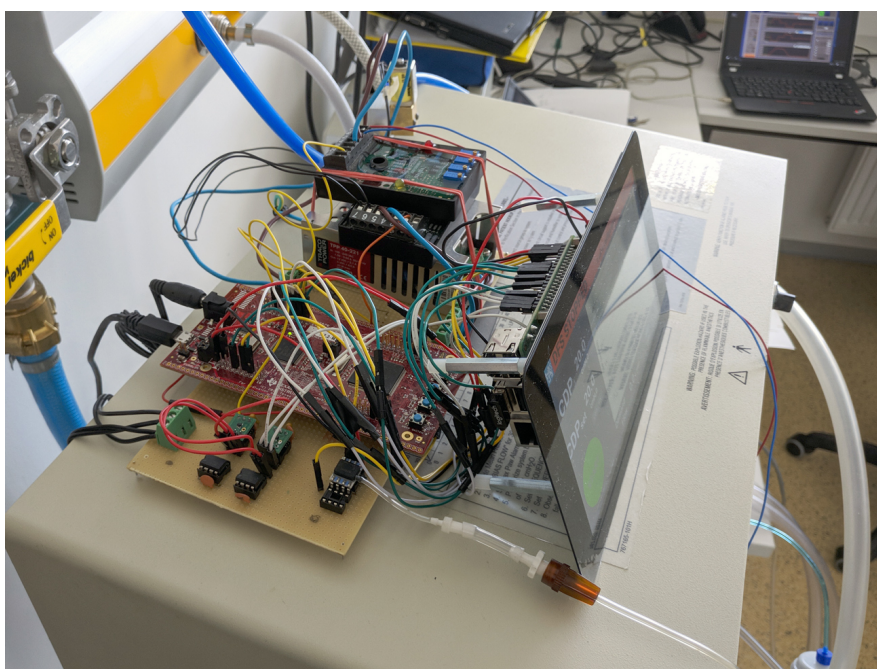
CDP (cmH ₂ O)	Střední distenzní tlak (z angl. Continuos Distending Pressure)
CDP_{end} (cmH ₂ O)	Střední distenzní tlak po ustálení
CDP_{max} (cmH ₂ O)	Mezní hodnota středního distenzního tlaku
CDP_{set} (cmH ₂ O)	Požadovaný střední distenzní tlak
D (L·s/(min·kPa))	Derivační zisk PID regulátoru
e (L/min)	regulační odchylka PID regulátoru
f_s (Hz)	Vzorkovací kmitočet
$F_i\text{O}_2$ (-)	Frakce kyslíku ve ventilační směsi

Příloha B

Fotodokumentace



Obrázek B.1. Fotka uspořádání experimentu pro ověření funkčnosti navrhnutého DFS.



Obrázek B.2. Fotka nového Demand-flow systému umístěného na HFO ventilátor.

Příloha C

Obsah přiloženého optického disku

Obsah přiloženého CD

- Kompletní text diplomové práce
- Naskenované zadání diplomové práce
- Abstrakt v českém jazyku
- Abstrakt v anglickém jazyku
- Klíčová slova v českém a anglickém jazyce
- Zdrojový kód řídicího programu mikrokontroléru
- Zdrojový kód vykreslující GUI
- Naměřená a zpracovaná data