

**České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství**

**Katedra biomedicínské techniky
Obor: Biomedicínský inženýr**



**Detekce a analýza dechového cyklu
ze signálů tlaku a průtoku**

**Detection and analysis of breathing
cycle from pressure and flow signals**

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vypracoval: Bc. Filip Vaněk
Vedoucí práce: Ing. Jakub Ráfl Ph.D.
Rok: 2016

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2014/2015

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

Student: **Bc. Filip Vaněk**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Detekce a analýza dechového cyklu ze signálů tlaku a průtoku**
Téma anglicky: Detection and analysis of a breathing cycle from pressure and flow signals

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

Navrhněte algoritmus pro detekci dechového cyklu ze signálů tlaku a průtoku, který bude funkční pro spontánní dýchání a pro konvenční, ale i nekonvenční režimy umělé plicní ventilace. Implementujte algoritmus v systému pro monitorování dýchání a mechanické ventilační podpory. Rozšiřte dále programové vybavení systému o odhadování mechanických a intrapulmonárních parametrů respirační soustavy na základě nalezených dechových cyklů. Správné fungování vytvořeného programu ověřte měřeními na fyzických a animálních modelech.

Seznam odborné literatury:

- [1] Bates J., Lung mechanics: An inverse modeling approach, ed. 1st, Cambridge University Press, 2009, ISBN 0-521-50960-2
[2] 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
Konzultant: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Zadání platné do: 29.09.2016

.....
vedoucí katedry / pracoviště

I.s

.....
děkan

V Kladně dne 16.02.2015

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v příloženém seznamu.

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

V Kladně dne

.....

Bc. Filip Vaněk

Poděkování

Děkuji Ing. Jakobovi Ráflovi Ph.D. za vedení mé diplomové práce a za podnětné návrhy, které ji obohatily. Dále děkuji Ing. Vítu Listíkovvi za vytvoření jádra programu iMon a MUDr. Mikuláši Mičkovvi Ph.D. včetně jeho týmem z Fyziologického ústavu 1. LF UK za pomoc při realizaci animálních experimentů.

Práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT v Praze Výzkum nekonvenčních technik umělé plicní ventilace (SGS14/216/OHK4/3T/17) a dále byla podpořena z evropského projektu Infrastruktura pro biomedicínské inženýrství (BIOKOS), reg. č. CZ.1.05/4.1.00/04.0193.

Bc. Filip Vaněk

Název diplomové práce:

Detekce a analýza dechového cyklu ze signálů tlaku a průtoku

Abstrakt:

Monitorování plicní ventilace je důležitou zpětnou vazbou pro lékaře a obsluhu ventilátoru. Při použití vysokofrekvenční umělé plicní ventilace neexistuje v tuto chvíli spolehlivé monitorovací řešení pro všechny typy ventilačních režimů. Za tímto účelem je na ČVUT FBMI vyvíjen systém iMon, který umožňuje měřit a vyhodnocovat signály tlaku a průtoku na vstupu do dýchacích cest pacienta při různých ventilačních režimech. Vzhledem k velké rozmanitosti tvarů měřených signálů, šumu a artefaktům v signálech obsažených není však možné signály jednoduše vyhodnotit. Tato diplomová práce se zabývá tvorbou algoritmu, který spolehlivě detekuje dechové cykly z naměřených signálů tlaku a průtoku při různých ventilačních režimech, jak konvenčních, tak i nekonvenčních. Algoritmus je postaven na principech vlnkové transformace. Vlnková transformace (wavelet transform) využívá korelace mezi naměřeným signálem a dceřinou vlnkou odvozenou od mateřské vlnky. Volbou vhodné mateřské vlnky ve tvaru první derivace Gaussovy křivky získáme po provedení vlnkové transformace škálogram (časově-frekvenční spektrum), který obsahuje informace o poloze dechových cyklů, přibližném začátku dechu, frekvenci a přítomnosti spontánního dechu překrývajícího se s ventilačním cyklem ventilátoru anebo náhlého rušení. Algoritmus detekce dechových cyklů byl navržen v prostředí Matlab a následně byl implementován v jazyce C# do systému iMon pro real-time vyhodnocování. Algoritmus byl společně se systémem iMon ověřen jak laboratorně, tak na animálním modelu. Vytvořený algoritmus uceluje systém iMon, umožňuje vyhodnocení ventilace v reálném čase, a tím i použití systému v klinické i experimentální praxi.

Klíčová slova:

Dechový cyklus, algoritmus, vlnková transformace, vysokofrekvenční ventilace

Master's Thesis title:

Detection and analysis of breathing cycle from pressure and flow signals

Abstract:

Monitoring of lung ventilation is an important feedback for physician and ventilator operator. In the current state of the high-frequency ventilation (HFV) monitoring there are not available any reliable monitoring solutions for all types of HFV. This problem has been partially solved with experimental measuring system iMon developed at CTU FBMI, which allows to measure signals of pressure and flow. Due to high variability of signals produced by many types of ventilation regimes it is difficult to evaluate measured signals. The aim of this study is to design an algorithm, which will be able to evaluate such signals. The algorithm is based on principles of wavelet transform using cross correlation of measured signal and daughter wavelet derived from mother wavelet. By choosing matching mother wavelet (1st derivative of the Gaussian function) we can obtain scalogram, which contains rough positions of breathing cycles, frequency and position of random interference or spontaneous patient's breath. Algorithm for detection of breathing cycles was designed in Matlab environment and implemented in c# language in the iMon system. Algorithm was verified on laboratory and animal models. Created algorithm allows, especially the real-time part, experimental and clinical use of the iMon system.

Keywords:

Breathing cycle, algorithm, wavelet transform, high-frequency ventilation

Obsah

1	Úvod	14
2	Metody	16
2.1	Popis měřicího systému	16
2.1.1	Hardware	17
2.1.2	Software	18
2.1.3	Tlaková diferenční clona	19
2.2	Popis aparatur pro získání experimentálních dat	20
2.2.1	Vysokofrekvenční oscilační ventilace	20
2.2.2	Vysokofrekvenční trysková ventilace	22
2.2.3	Konvenční ventilace	24
2.3	Kalibrace systému	24
2.3.1	Offset	25
2.3.2	Aparatura pro získání kalibrační křivky	25
2.4	Detekce dechových cyklů	26
2.4.1	Předzpracování signálu	28
2.4.2	Klasifikace KNN	28
2.4.3	Kontinuální vlnková transformace (CWT)	30

2.4.4	Analýza škálogramu	34
2.4.5	Detekce lokálních extrémů CWT	35
2.4.6	Nalezení hrubých cyklů	36
2.4.7	Korekce	36
2.4.8	Spontánní dýchání a artefakty	39
2.5	Analýza dechových cyklů	41
2.5.1	Výpočet ventilačních parametrů	41
2.5.2	Výpočet mechanických a intrapulmonálních parametrů	43
2.6	Implementace algoritmu do systému iMon	45
2.7	Ověřující experimenty	45
2.7.1	Laboratorní experiment – konstantní objem	45
2.7.2	Laboratorní experiment – CV a HFOV	47
2.7.3	Laboratorní experiment – HFJV	49
2.7.4	Animální model	50
3	Výsledky	51
3.1	Laboratorní experiment – konstantní objem	51
3.1.1	Nejistota měření objemu s clonou 5 mm	51
3.1.2	Nejistota měření objemu s clonou 2 mm	55
3.2	Laboratorní experiment – referenční měřidlo	56
3.2.1	Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV)	56
3.2.2	Konvenční ventilace (CV)	58
3.2.3	Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV)	61
3.3	Animální model	62

4	Diskuze	63
4.1	Zhodnocení experimentálních dat	63
4.1.1	Nejistota měření objemu s clonou 5 mm	63
4.1.2	Nejistota měření objemu s clonou 2 mm	64
4.1.3	Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV)	64
4.1.4	Konveční ventilace (CV)	65
4.1.5	Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV)	65
4.2	Intrapulmonální parametry	66
4.3	Přesnost a limitace systému	66
4.3.1	Posun nulové linie a zesílení	66
4.3.2	Odchýlení tvaru signálu od mateřské vlnky	68
4.3.3	Korekční algoritmy	72
5	Závěr	73
	Seznam použitých zdrojů	75
	Přílohy	78
A	Obsah CD	79
B	Kalibrační křivky	80
C	Animální model	82

Seznam obrázků

2.1	Experimentální měřidlo iMon.	17
2.2	Blokový diagramu programu iMon	18
2.3	Rozměry clony pro HFJV měření (2 mm)	19
2.4	Rozměry clony pro HFOV a CV měření (5 mm)	19
2.5	Experimentální aparatura pro iniciální sběr dat HFOV	20
2.6	Tryska LifePort	22
2.7	Experimentální aparatura pro iniciální sběr dat HFJV	23
2.8	Experimentální aparatura pro iniciální sběr dat CV	24
2.9	Kalibrační apratura	25
2.10	Kalibrační křivka	26
2.11	Blokový diagram algoritmu.	27
2.12	PCA 1. a 2. komponenta	29
2.13	PCA 1. a 3. komponenta	29
2.14	Mateřská vlnka	31
2.15	Dilatace mateřské vlnky	31
2.16	Průběh korelace CWT	32
2.17	Korelační spektrum CWT	33
2.18	Spektrogram CWT	34

2.19	Nalezení hrubých cyklů	35
2.20	Korekce středu dýchacího cyklu	37
2.21	Korekce počátku cyklu – signál tlaku	38
2.22	Korekce počátku cyklu – průchod nulou	39
2.23	Uživatelské rozhraní iMon	41
2.24	Elektroakustický model dýchací soustavy	43
2.25	Charakteristika signálu tlaku	44
2.26	Aparatura ověřujícího experimentu – konstantní objemy	46
2.27	Aparatura ověřujícího experimentu – konstantní objemy – foto	47
2.28	Aparatura ověřujícího experimentu – CV a HFOV	48
2.29	Aparatura ověřujícího experimentu – HFJV	49
2.30	Aparatura ověřujícího experimentu – HFJV – foto	50
3.1	HFOV – dechový objem – PIP	57
3.2	HFOV – PEEP – frekvence	57
3.3	HFOV – IE – MAP	58
3.4	CV – dechový objem – PIP	59
3.5	CV – PEEP – frekvence	59
3.6	CV – odhad poddajnosti plic	60
3.7	CV – odhad odporu dýchacích cest	60
3.8	HFJV – dechový objem	61
3.9	Animální model – spontánní dýchání	62
3.10	Animální model – spontánní dýchání – zvětšeno	62
4.1	Posun nulové linie	67

4.2	Posun počátku cyklu – obdélník	69
4.3	Posun počátku cyklu – obdélník – menší vlnky	70
4.4	Posun počátku cyklu – trojúhelník	70
4.5	Posun počátku a středu cyklu – asymetrický obdélník	71
4.6	Posun počátku a středu cyklu – asymetrický trojúhelník	72
B.1	Kalibrační křivka (5 mm)	80
B.2	Kalibrační křivka (2 mm)	81
C.1	Animální model – dechové objemy	82
C.2	Animální model – PIP	83
C.3	Animální model – MAP	83

Seznam tabulek

2.1	Příznaky klasifikátoru KNN.	30
2.2	Přehled nastavených objemů pro simulované ventilování.	46
2.3	Sledované ventilační parametry na jednotlivých zařízeních při měření CV.	47
2.4	Sledované ventilační parametry na jednotlivých zařízeních při měření HFOV.	48
3.1	Naměřené objemy tlakové diferenční clony s průsvitem 5 mm.	51
3.2	Nejistoty měřicího senzoru modulu iMom pro clonu o průsvitu 5 mm.	52
3.3	Bilanční souhrn nejistot při aplikaci HFOV.	54
3.4	Bilanční souhrn nejistot při aplikaci CV.	54
3.5	Naměřené objemy tlakové diferenční clony s průsvitem 2 mm.	55
3.6	Nejistoty měřicího senzoru modulu iMon pro clonu o průsvitu 2 mm.	55
3.7	Bilanční souhrn nejistot při aplikaci HFJV.	56
3.8	Použitá nastavení na HFO ventilátoru Sensormedics 3100B.	56
3.9	Použitá nastavení na konvenčním ventilátoru GE Healthcare Engström Ca- restation.	58
3.10	Použitá nastavení na HFJ ventilátoru Bunnell Lifepulse.	61

1 Úvod

Monitorování průběhu umělé plicní ventilace umožňuje lékaři přizpůsobovat nastavení ventilátoru aktuálnímu stavu pacienta a předcházet tak potenciálně nebezpečným situacím. Nevhodně zvolený ventilační postup může způsobit řadu komplikací, od prodloužení doby léčby až po vyvolání tzv. VILI (Ventilator induced lung injury) [1].

Při umělé plicní ventilaci se využívá kromě konvenčních ventilačních režimů (CV) také vysokofrekvenční ventilace (HFV), která snižuje negativní účinky ventilace pozitivním přetlakem na organismus. Převážná většina ventilátorů pro konvenční ventilaci obsahuje modul pro monitorování ventilačních parametrů. Jinak tomu však je v oblasti HFV, kde je absence vhodného monitorovacího zařízení limitujícím faktorem pro široké použití [2]. Potřeba komplexní analýzy nastavení HFV a nepřímo i stavu pacienta dala vzniknout experimentálnímu měřidlu FBMI s pracovním názvem iMon [3]. Pomocí tlakové diferenční clony zařazené do ventilačního okruhu snímá měřidlo iMon tlak a tlakovou diferenci vyvolanou průtokem plynu. Hrubá data jsou následně převedena do počítače pro další zpracování.

Některé ventilační parametry, jako dechový objem V_t a odhad poddajnosti plic C , jsou nepostradatelné pro úplnou analýzu průběhu HFV, přestože doposud nebyly využívány [2][4]. Dechový cyklus je základním úsekem pro výpočet ventilačních parametrů, mechanických a intrapulmonálních parametrů soustavy. Průběh signálu dechového cyklu je velmi variabilní. Závisí na druhu použitého typu ventilace (CV, HFV, spontánní dýchání) a také na aktuálním stavu dýchací soustavy pacienta, která z hlediska mechanického tvoří s ventilačním okruhem jeden celek. Z těchto důvodů je tvar dechového cyklu při každé individuální klinické aplikaci umělé plicní ventilace unikátní a jednotlivé dechové cykly jednoho pacienta se mohou měnit i v průběhu času s tím, jak se mění zdravotní stav pacienta. Zejména při použití HFV je variabilita signálu zvýšena přítom-

ností dalších artefaktů, které jsou do signálu zanášeny například turbulencemi v dechovém okruhu, rezonancí plynu, mechanickou manipulací s okruhem, kombinací dýchání ventilátoru a pacienta apod. Všechny výše popsané důvody značně komplikují vytvoření univerzálního, dostatečně robustního, algoritmu pro detekci dechového cyklu a výpočet ventilačních parametrů.

Vlnková transformace (CWT) je obdobou krátké Fourierovy transformace (STFT). Díky vysoké robustnosti proniká tato metoda do různých oblastí zpracování biosignálů, jako například EKG [5] nebo EEG [6][7]. Hlavní výhodou této metody je možnost analyzovat data v časové i frekvenční oblasti současně. Principem CWT je hledání různě velké vlnkové funkce (mateřská vlnka) v naměřených datech využitím vzájemné korelace. Tímto způsobem lze provádět adaptivní analýzu od relativně pomalých signálů CV (přibližně 0,2 Hz) až po rychlé signály HFV (až 10 Hz) [8][9].

Cílem této práce je s využitím vlnkové transformace navrhnout robustní algoritmus pro detekci a hodnocení dechového cyklu spontánního dýchání a umělé plicní ventilace. Algoritmus bude funkční jak pro konvenční, tak i nekonvenční ventilační metody, a také umožní provádět monitorování ventilace i v případě kombinace dýchání ventilátoru a spontánního dýchání pacienta. Algoritmus bude možné použít jak offline v prostředí Matlab pro zpracování a vyhodnocení již naměřených experimentálních dat, tak v režimu real-time pro výzkumné a klinické využití přímo během ventilace. Funkčnost algoritmu bude ověřena na signálech z laboratorních a animálních modelů.

První část této práce se věnuje popisu systému iMon a jeho částí, dále experimentálními aparaturám použitým pro sběr iniciálních dat pro návrh algoritmu. V hlavní části se práce zabývá funkčními bloky navrhovaného algoritmu. Dále jsou uvedeny postupy výpočtu ventilačních parametrů a popsány experimentální aparatury použité pro ověření funkčnosti algoritmu společně se systémem iMon. V sekci výsledků je stanovena nejistota měřidla pro měření dechových objemů V_t . V závěru práce jsou naměřená data porovnána s laboratorním referenčním měřidlem a jsou vyvozeny limitace systému.

2 Metody

Pro návrh algoritmu byla nejprve sesbírána vzorová data při konvenčních i nekonvenčních režimech umělé plicní ventilace (HFJV a HFOV). U konvenční ventilace byly použity tlakově i objemově řízené režimy. Variabilita iniciálních dat byla zajištěna změnou ventilačních parametrů při každém novém záznamu. Data byla sbírána systémem iMon, který je popsán níže v podkapitole 2.1. Daty je myšlen signál tlaku a signál tlakové difference vytvořené na cloně vložené do ventilačního okruhu. Použité aparatury pro iniciální měření jsou popsány každá zvlášť pro každý typ ventilace v části 2.2.

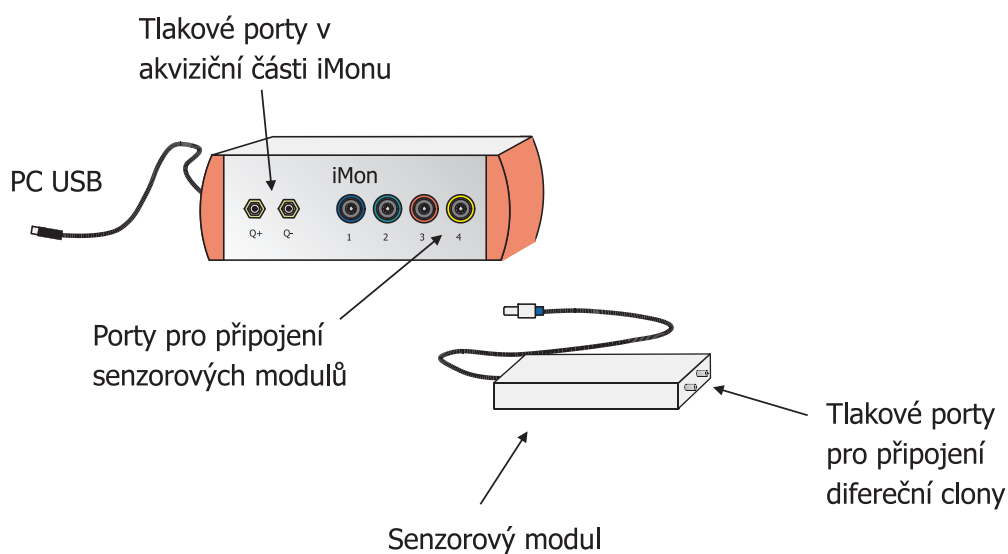
Dle charakteristik iniciálních dat byl navržen algoritmus detekce dechových cyklů v prostředí Matlab. Jednotlivé bloky jsou popsány v části 2.4. Zevrubněji se tato část věnuje vlnkové transformaci, na které je algoritmus založen. Dále jsou popsány metody výpočtu ventilačních parametrů včetně postupu odhadu mechanických a intrapulmonálních parametrů respirační soustavy pacienta. V závěru kapitoly 2.7 je nastíněn postup ověřujících měření včetně příslušných aparatur.

2.1 Popis měřicího systému

Pro sběr dat bylo použito experimentální měřidlo FBMI (iMon), které se skládá z hardwarové části s měřicími senzory a z části softwarové, realizované v jazyce .NET C#. Rozšíření softwarové části je předmětem této práce.

2.1.1 Hardware

Měřidlo iMon je postaveno na platformě National Instruments NI-DAQ 6009. Akviziční jednotka je vybavena 8kanálovým ADC s rychlostí 48 kS/s [10]. Připojení do počítače je realizováno pomocí USB 2.0 a je přímo kompatibilní s frameworkem Microsoft .NET. Signál je před vstupem do akviziční jednotky upraven kompenzačními obvody offsetu a filtrací vysokofrekvenčního šumu.

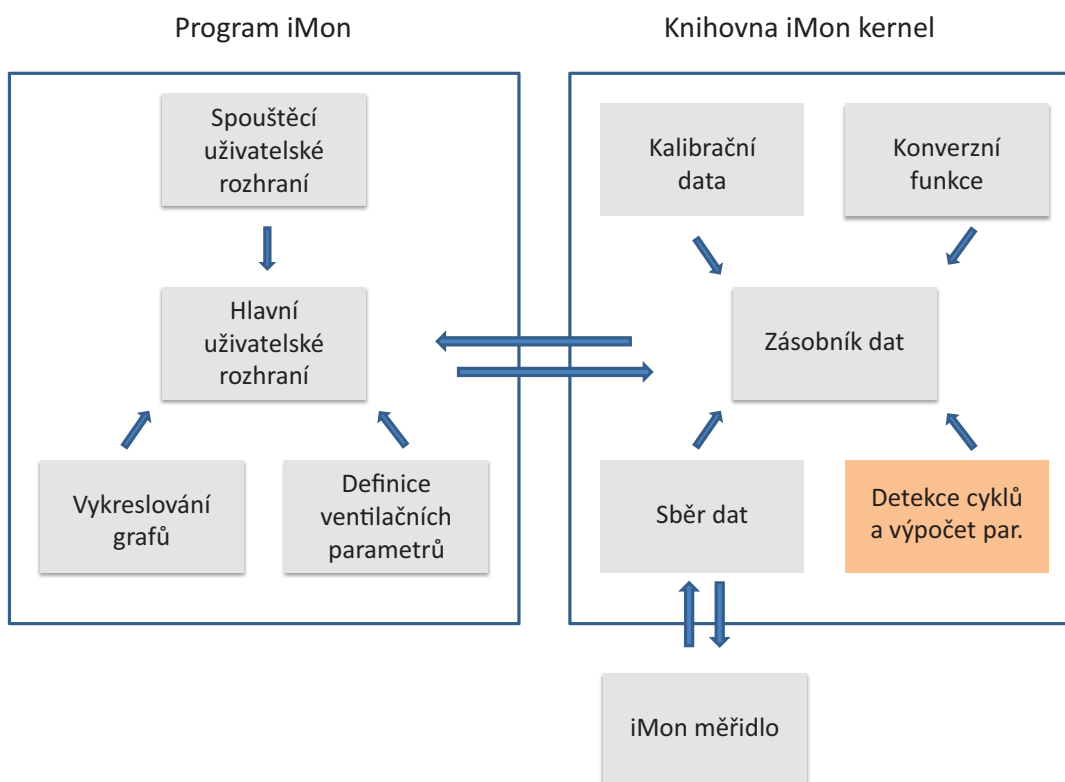


Obrázek 2.1: Experimentální měřidlo iMon.

K iMonu je možné připojit čtyři různé sensorové moduly s integrovanými piezoresistivními senzory tlaku a řadičem diferencíální linky, která zabraňuje indukovanému šumu při přenosu ze sensorového modulu do akviziční jednotky. Měřidlo je zobrazeno na obrázku 2.1. Sensorové moduly jsou dvojího typu. První typ slouží k přímému měření tlaku v okruhu. K druhému typu je nutné připojit ještě tlakovou diferencíální clonu na měření tlakové diference, která je následně převedena pomocí kalibrační křivky na průtok, a zařadit ji do série s okruhem.

2.1.2 Software

Pro práci s měřidlem iMon bylo využito dvojího softwaru. První program se nazývá National Instruments Signal Express a byl použit pro iniciální sběr dat, kalibraci a ověření fungování měřidla. Druhý program je programové vybavení, které je navrženo přímo pro práci s měřidlem a nazývá se obdobně jako měřidlo, tedy program iMon [11]. Program je vytvořen v objektově orientovaném jazyce C# ve verzi .NET 4. Do tohoto programu byla nově vložena knihovna pro detekci dechového cyklu, jejíž tvorba je součástí této práce. Uživatelské rozhraní programu bylo dále upraveno tak, aby byly zobrazeny všechny zjištěné ventilační parametry. Implementace knihovny je podrobněji popsána v kapitole 2.6. Program iMon komunikuje s měřidlem iMon skrze knihovnu National Instruments measurement studio (NationalInstrumentsDAQ.dll) navrženou výrobcem akviziční jednotky. Blokový diagram softwaru je na obrázku 2.2.



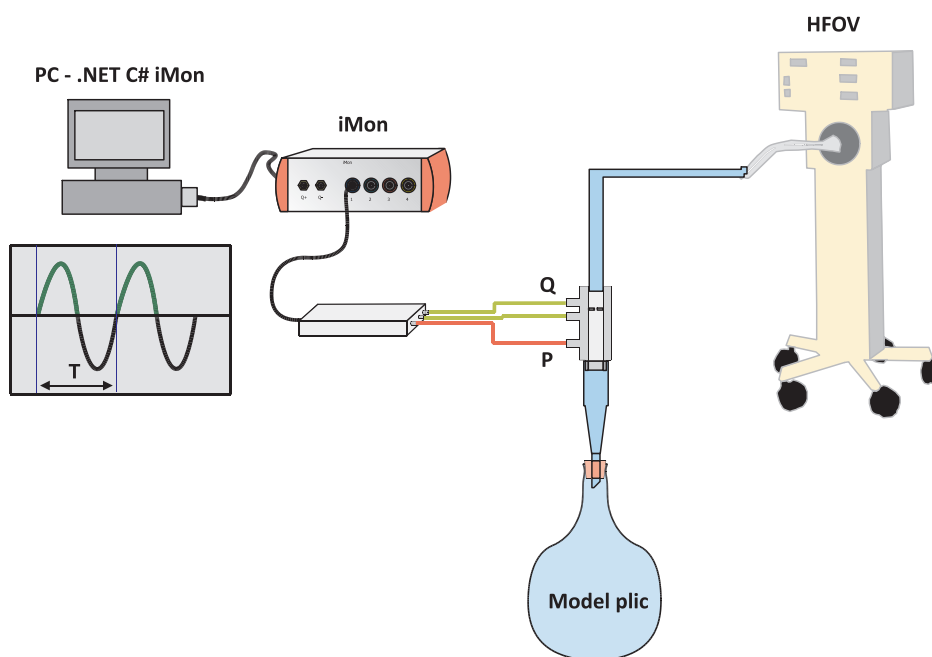
Obrázek 2.2: Blokový diagramu programu iMon. Červeně je vyznačena část, do které bude implementován navržený algoritmus.

2.2 Popis aparatur pro získání experimentálních dat

Nejprve byly sestaveny měřicí aparatury pro sběr dat sloužících k prvotnímu návrhu algoritmu. Data byla naměřena s využitím prostředí NI Signal Express. Ověření funkčnosti algoritmu po implementaci do programu iMon následně proběhlo na obdobných aparaturách (viz kapitola 2.7). Jednotlivé aparatury odpovídají uspořádáním aparaturám, které se využívají buď v lékařské praxi, nebo při experimentálních měřeních. Uspořádání jsou si ve všech případech podobná, liší se v použitém ventilátoru a v typu tlakově diferencní clony.

2.2.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilace

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV) je protektivní ventilační metoda, která využívá kmitající membrány k tvorbě tlakových pulsů.



Obrázek 2.5: Experimentální aparatura pro iniciální sběr dat při HFOV. Jako ventilátor byl použit přístroj SensorMedics 3100B. Do ventilačního okruhu je sériově zařazena tlaková diferencní clona s průsvitem 5 mm. Jako model plic byla použita rigidní skleněná nádoba (15 l).

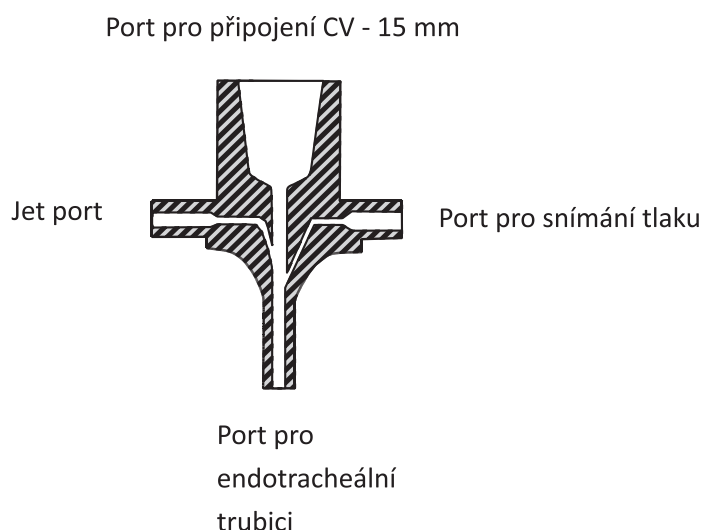
Ventilace probíhá s relativně vysokou frekvencí až 10 Hz a malými dechovými objemy okolo 150 ml [8]. Pro měření byl využit HFOV ventilátor SensorMedics 3100B. Tlaková diferenční clona je zařazena do série s ventilačním okruhem těsně před endotracheální kanylu pacienta. Pro iniciační měření byla použita clona s průsvitem 5 mm. Tlakové porty clony byly spojeny s měřidlem iMon pomocí PVC hadiček. Aparatura je naznačena na obrázku 2.5.

Spontánní dýchání

Během HFOV může docházet ke spontánnímu dýchání pacienta společně s ventilátorem. Tento stav, při použití ventilátoru Sensormedics 3100B, ale není žádoucí. Ventilátor nepodporuje režim spontánního dýchání pacienta a klade jeho snaze značný odpor, nehledě na to, že ovládací elektronika ventilátoru může situaci vyhodnotit jako selhání a zastavit ventilaci. I přesto, že se tento problém již daří řešit s využitím zařízení Demand-flow vyvinutém na FBMI [12], pomalé spontánní dechy vytvářejí artefakty, které komplikují výpočet ventilační parametrů. Požadavkem bylo, aby navržený algoritmus uměl zpracovat naměřená data i za přítomnosti vícero zdrojů signálu a upozornit na tento stav obsluhu ventilátoru.

2.2.2 Vysokofrekvenční trysková ventilace

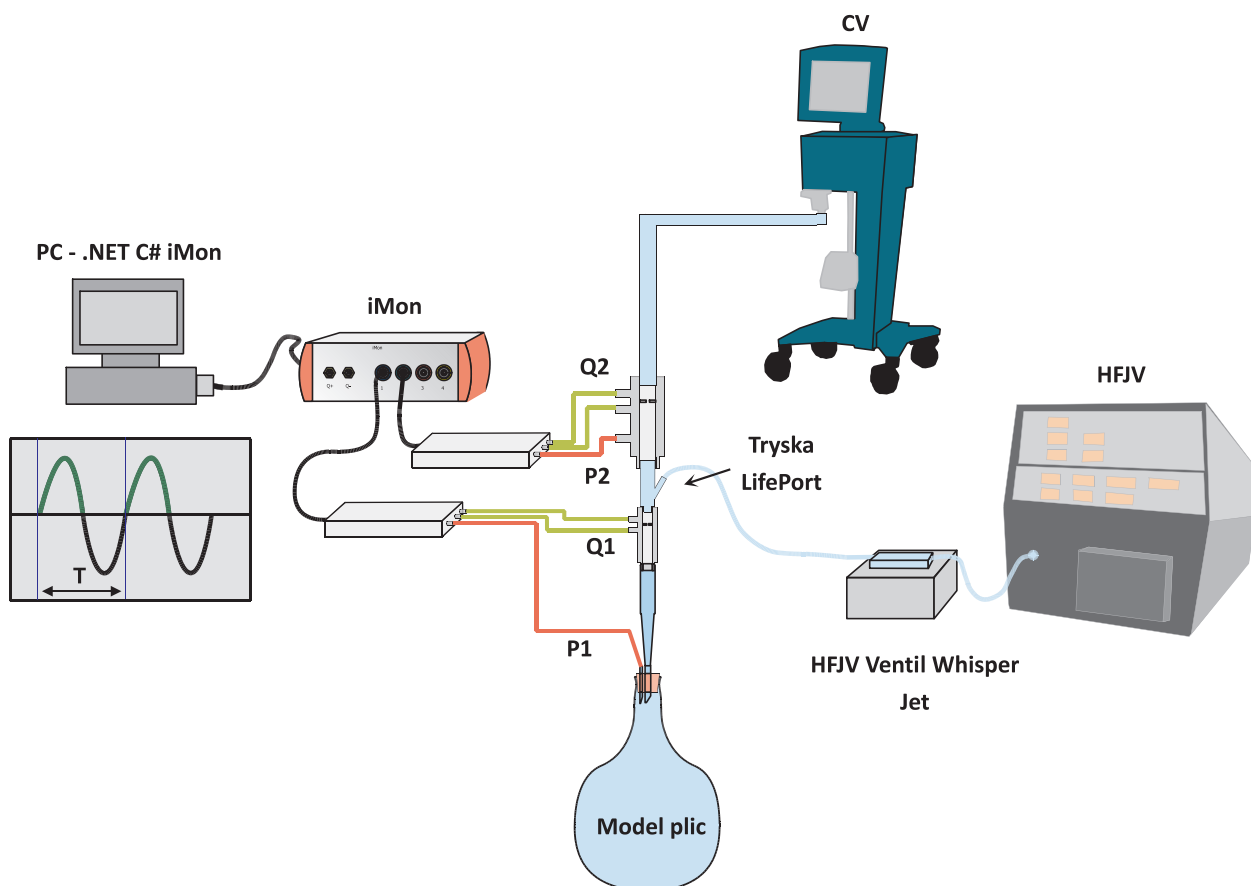
Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV) je řazena mezi protektivní ventilační metody. V experimentu byl použit ventilátor Bunnell Lifepulse. Oproti HFOV, kde je použita kmitající membrána, je u HFJV využit tlakový ventilu (Whisper Jet) a úzké trysky (Life-Port obr. 2.6) pro generování prudkých tlakových pulzů. Tryska je zasazena do plastové trubice pod úhlem přibližně třicet stupňů. Tento díl se zařazuje před pacientovu endotracheální kanylu. Z druhé strany se do tohoto dílu připojuje konvenční ventilátor pro zajištění pozitivního přetlaku na konci výdechu a vše dohromady tvoří uzavřený ventilační okruh. Tryska směřuje směrem do dýchacích cest pacienta a při uvolnění tlakového ventilu dojde k prudkému tlakovému rázu, který způsobí výměnu plynu v pacientově dýchací soustavě. Trysková ventilace vytváří velmi malé dechové objemy v řádu jednotek mililitrů.



Obrázek 2.6: Příslušenství ventilátoru Bunnell Lifepulse. Tryska LifePort se zařazuje do ventilačního okruhu. Je tvořena 4 porty. Port pro připojení tryskového ventilátoru skrze ventil Whisper Jet, port pro endotracheální kanylu pacienta, port pro měření tlaku a největší port, který slouží pro připojení konvenčního ventilátoru [8].

Měření systémem iMon při tomto ventilačním režimu může probíhat dvěma způsoby, viz obrázek 2.7. V prvním případě je použita clona s menším průsvitem (2 mm), která se vřadí přímo před endotracheální kanylu. V druhém případě je použita clona s větším

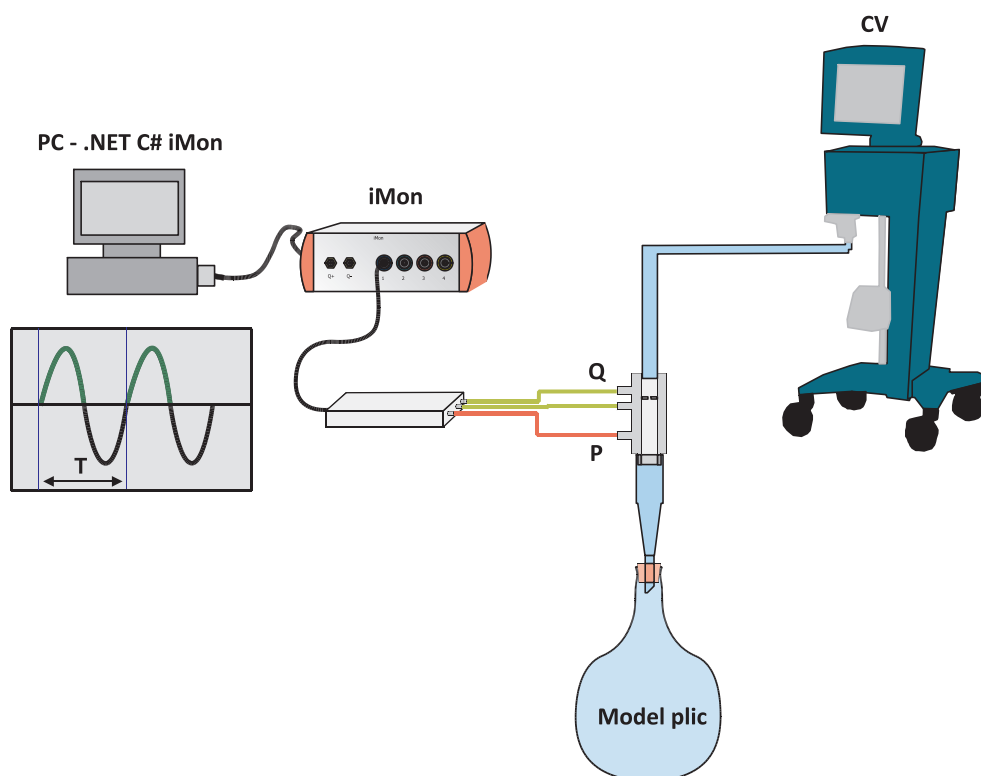
průsvitem (5 mm), která se zařadí nad LifePort. Druhé uspořádání umožňuje měření signálu tlaku a průtoku bez omezení tryskového pulzu odporem clonky s malým průsvitem. Nevýhodou tohoto přístupu ale je, že v nasnímaném signálu není patrná inspirační část a signál je díky malému odporu je vysoce zašuměný. Kvůli této skutečnosti se tento signál řadí k vysoce specifickému signálu a bude řešen v algoritmu zvláštním blokem mimo standardní vyhodnocení, které není předmětem této práce. Pro experimentální účely lze použít i zařazení obou clon současně.



Obrázek 2.7: Experimentální aparatura pro iniciální sběr dat při HFJV. Jako zdroje pozitivního přetlaku byly použity ventilátory Infrasonic Infant Star a Carefusion Avea. (Na obrázku je vyobrazen pouze ventilátor Carefusion Avea.) Do okruhu je vložena tryska, která je připojena skrze pneumatický ventil do ventilátoru HFJV Bunnell Lifepulse. Dále jsou do okruhu zařazeny dvě tlakově diferenční clony, jedna s průsvitem 5 mm (Q2, P2) druhá s průsvitem 2 mm (Q1). Pro iniciální sběr dat byly použity obě současně. Pro funkci algoritmu postačuje pouze jedna. Jako model plic byla použita rigidní skleněná nádoba (330 ml).

2.2.3 Konvenční ventilace

Konvenční ventilací (CV) nazýváme všechny typy ventilačních režimů, jejichž ventilační frekvence a dechový objem řádově odpovídají fyziologickým hodnotám. Systém iMon je zařazen podobně jako v případě HFOV. Použitá aparatura je naznačena na obrázku 2.8.



Obrázek 2.8: Experimentální aparatura pro iniciální sběr dat při CV. Jako ventilátor byly použity přístroje Infrasonic Infant Star a Carefusion Avea. Do ventilačního okruhu je sériově zařazena tlaková diferencní clona s průměrem 5 mm. Jako model plic byla použita rigidní skleněná nádoba (15 l).

2.3 Kalibrace systému

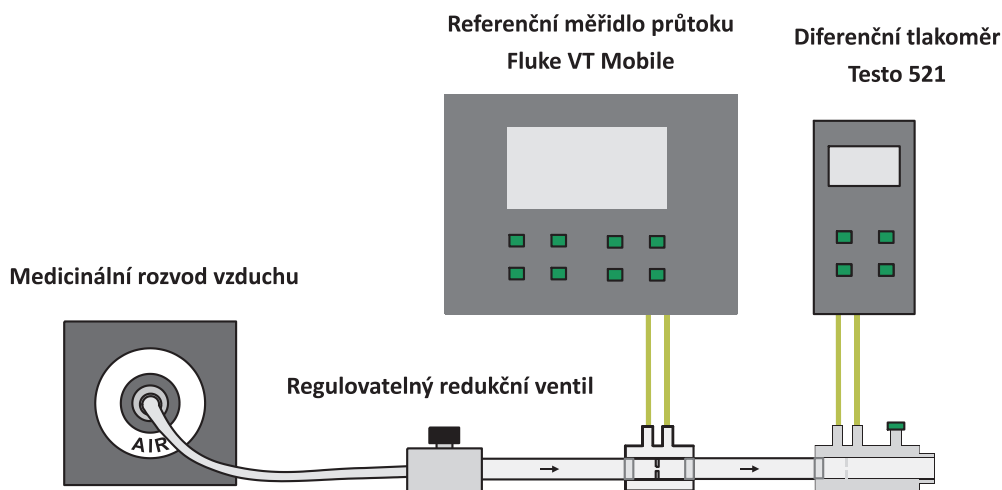
Před zahájením iniciálních měření byla nejprve provedena kalibrace měřidla. Kalibrace se skládá z naměření kalibračních křivek pro použitou tlakově diferenciální clonu a následného ověření vypočítaných objemů pomocí kalibrační stříkačky. Posun nulové linie byl řešen vynulováním před zahájením každého měření.

2.3.1 Offset

Offset senzorů tlaku nelze spolehlivě odstranit. Vynulování je nutné před každým měřením. Piezorezistivní senzory použité v systému iMon jsou náchylné na drift nulové linie. Nulování je možné provést jak v program NI signal express, tak v programu iMon.

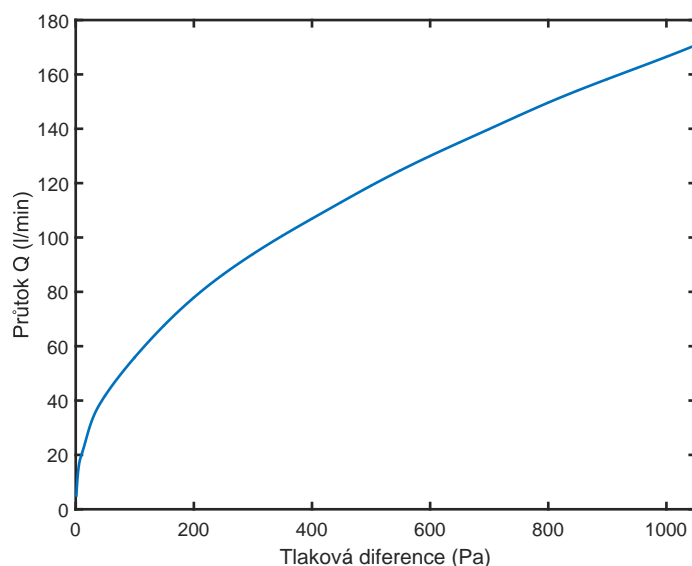
2.3.2 Aparatura pro získání kalibrační křivky

Převod tlakové difference je prováděn pomocí kalibračních křivek, které jsou změřeny pro každou clonu zvlášť. Tlaková diferenční clona o průsvitu 5 mm byla proměřena na regulovatelném zdroji konstantního průtoku realizovaném pomocí tlakového rozvodu vzduchu a redukčního ventilu. Před clonou bylo zařazeno referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Porty měřené clony byly připojeny k diferenčnímu tlakoměru Testo 521. Hodnoty byly zaznamenány do tabulky a pro získání kalibrační křivky bylo provedeno proložení polynomem nástrojem cftool (Matlab). Měřicí aparatura pro kalibraci je zobrazena na obrázku 2.9. Měření probíhalo v rozsahu 10 až 170 l/min s krokem 10 l/min. Měření bylo provedeno pro oba směry toku plynu clonou. Kalibrační křivka pro menší clonu (2 mm) byla již vytvořena dříve.



Obrázek 2.9: Aparatura pro stanovení kalibrační křivky tlakově diferenční clony (průsvit 5 mm). Jako referenční měřidlo průtoku byl použit přístroj Fluke VT Mobile. Měření tlakové difference na příslušné cloně bylo provedeno pomocí tlakoměru Testo 521.

Kalibrační křivka byla poté konvertována do formátu XML. Křivku v tomto formátu je možné naimportovat do programu iMon, kde je využita pro konverzi tlakové difference naměřené ve ventilačním okruhu na průtok. Obě kalibrační křivky jsou zobrazeny ve větším měřítku v příloze B této práce.



Obrázek 2.10: Kalibrační křivka tlakové diferenční clony s průsvitem 5 mm.

2.4 Detekce dechových cyklů

Signály v respirační péči jsou značně variabilní. Každá z použitých aparatur (kapitola 2.2) umožňuje mnoho kombinací nastavených ventilačních parametrů a ventilačních režimů. Během měření bylo zaznamenáno, že samotný model plic, tedy i pacient, významně ovlivňuje tvar signálu a zastoupení rušivých složek. Toto klade důraz na adaptabilitu vyhodnocovacího řešení.

Při některých ventilačních režimech může signál tlaku a průtoku vznikat z více zdrojů. Například při použití vysokofrekvenční oscilační ventilace může pacient začít spontánně dýchat i přesto, že ventilátor SensorMedics 3100B nepodporuje tento režim a pacientovi bude klást značný odpor. Algoritmus musí umět tento stav rozpoznat a upozornit obsluhu.

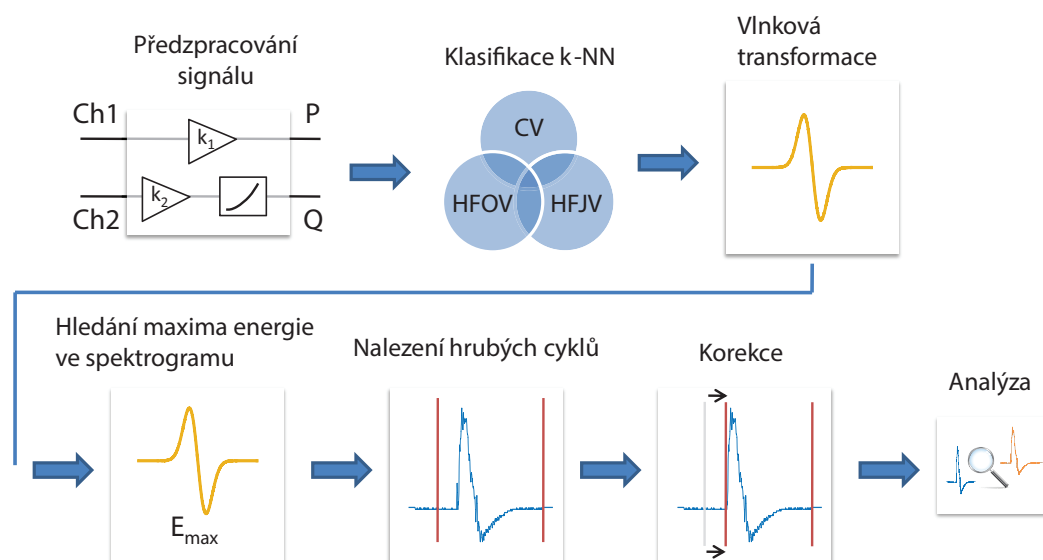
Z nasnímaných experimentálních dat byl navržen algoritmus, který se zaměřuje na robustnost a adaptabilitu vzhledem k různým frekvencím dýchání. Algoritmus analyzuje

frekvenční spektrum naměřených signálů v čase, aby mohl odhalit případné náhlé změny nebo nespojitosti (spontánní dýchání, rušení, manipulace s okruhem, obstrukce atd.), které by mohly zkreslit nebo znemožnit detekci dechových cyklů a výpočet ventilačních parametrů.

Algoritmus byl navržen v prostředí Matlab. Může pracovat v offline i real-time režimu. Naměřená data se zpracovávají po uživatelem definovaných oknech o minimální šířce, která odpovídá dvojnásobku periody dýchání (T_{cyklus}), jejíž stanovení je uvedeno dále.

$$T_{okno} = 2 \cdot T_{cyklus} = \frac{2}{f} = \frac{2 \cdot 60}{f_{BPM}} \text{ (s)} \quad (2.1)$$

Na obrázku 2.11 je zobrazeno uspořádání jednotlivých výpočetních bloků algoritmu. Bloky jsou detailně popsány v podkapitolách níže. Podrobně se práce věnuje principu kontinuální vlnkové transformace CWT, neboť se jedná o nosnou metodu vyhodnocovacího algoritmu.



Obrázek 2.11: Blokový diagram navrženého algoritmu.

2.4.1 Předzpracování signálu

Signál přichází z měřidla iMon ve formě elektrického napětí U_p . Převodní charakteristiku senzoru považujeme za lineární.

$$P = U_p \cdot S \text{ (Pa)} \quad (2.2)$$

$$S(T) = S = konst. \quad (2.3)$$

Převod signálu na tlak byl proveden pomocí vzorce 2.2. Parametr S je citlivost senzoru, zanedbáváme jeho závislost na teplotě ($S(T)$) 2.3. Posun nulové linie je řešen nulováním uživatelským příkazem. Hodnoty citlivostí jsou uvedeny na sensorových modulech. Každé konkrétní zařízení iMon má identifikační číslo, kterým se hlásí ovládacímu programu. Dle tohoto čísla je k použitému zařízení přiřazen konfigurační soubor xml, který obsahuje nastavené parametry citlivostí pro všechny příslušné sensorové moduly. Hodnoty se pohybují od 1 (1 V = 1 kPa) do 2000.

Podobně jako převod signálu na tlak je proveden také převod signálu z diferenčního senzoru na průtok. Dle rovnice 2.2 a 2.3 je elektrické napětí z diferenčního senzoru převedeno na tlak v Pa. Dále je využito kalibrační křivky pro stanovení průtoku. Pro kladnou tlakovou diferencí $P_{dif} > 0$ je použita kalibrační křivka pro kladný směr toku (K_{pos}) plynu a záporný směr (K_{neg}). Průtok je určen dle rovnic:

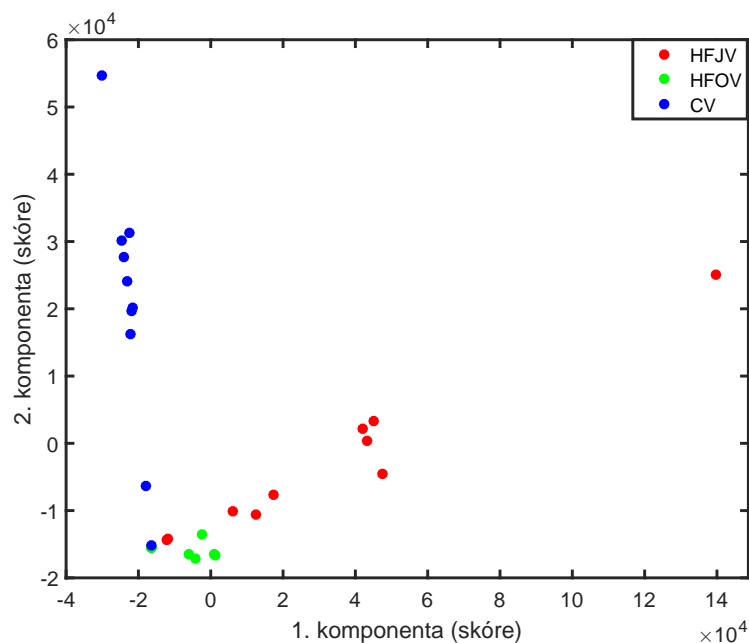
$$Q = K_{pos}(P_{dif}) \text{ (l/min)}, \quad (2.4)$$

$$Q = K_{neg}(P_{dif}) \text{ (l/min)}. \quad (2.5)$$

2.4.2 Klasifikace KNN

Z předchozího bloku pro předzpracování signálu dostaneme již signál tlaku a průtoku. Pomocí signálu průtoku a kalibrační křivky provedeme klasifikaci signálu, aby algoritmus mohl dále provádět úpravy, které jsou specifické pro určitý typ ventilace. Byla sestavena učicí množina z 10 zaznamenaných signálů pro každý typ ventilace (HFJV, HFOV, CV).

Každý signál je hodnocen 6 příznaky. Parametry jsou uvedeny v tabulce 2.1. Před samotným algoritmem KNN je zredukována dimenze příznaků metodou analýzy hlavních komponent (PCA). Rozložení učicí množiny je patrné na obrázku 2.12 a 2.13.



Tabulka 2.1: Příznaky klasifikátoru KNN.

Příznak	Typ příznaku
1	Průtok použité clonky při 500 Pa
2	Výkon signálu v pásmu 0.1–1 Hz
3	Výkon signálu v pásmu 1–5 Hz
4	Výkon signálu v pásmu 5–10 Hz
5	Výkon signálu v pásmu 10–15 Hz
6	Výkon signálu v pásmu 15–30 Hz
7	Maximum 1. derivace

2.4.3 Kontinuální vlnková transformace (CWT)

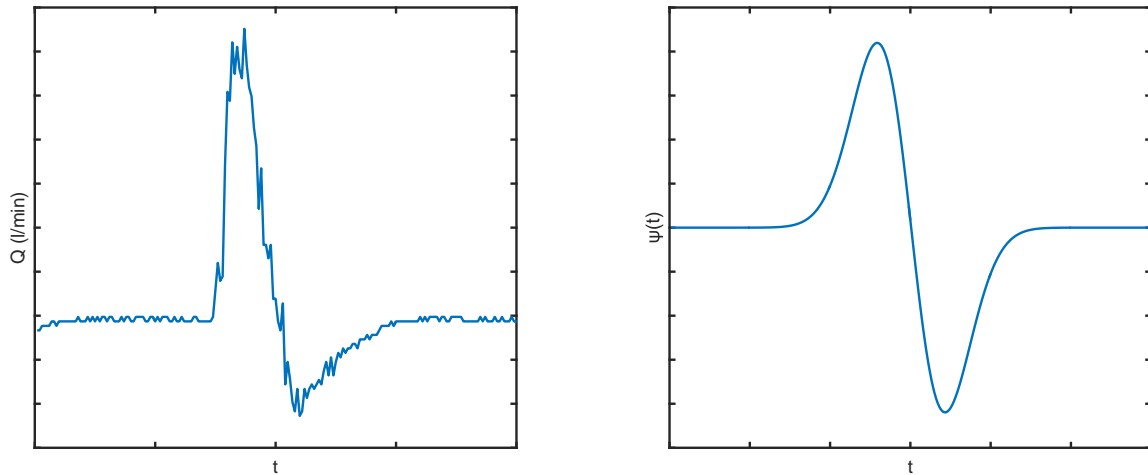
Vlnková transformace je integrální transformace principiálně podobná Fourierově transformaci, avšak s tím rozdílem, že jako bázovou funkci využívá některou z řady specifických funkcí zvaných mateřské vlnky (mother wavelet). Pokud nevyžadujeme zpětnou vlnkovou transformaci (iCWT), je možné využít jako mateřskou vlnku kteroukoliv funkci splňující tyto rovnice:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0, \quad (2.6)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty. \quad (2.7)$$

Použitá bázová funkce (mateřská vlnka) umožňuje vyjádřit některé tvary lépe než v případě sinu a cosinu u Fourierovy transformace. Například obdélníkový signál je tvořen ve frekvenčním spektru Fourierovy transformace velkým počtem koeficientů, pokud bychom však vzali jako bázovou funkci obdélník (Haar wavelet), stačil by pouze zlomek koeficientů k vyjádření stejné informace. Z toho vyplývá, že čím jsou si analyzovaný signál podobnější s bázovou funkcí, tím lepší je lokalizace ve škálogramu. Popis vlnkové transformace vychází z literatury [9] a [13].

Experimentálně naměřené signály byly porovnány se známými vlnkami a jako vhodná vlnka byla kvůli vysoké podobnosti vybrána 1. derivace Gaussovy křivky. Podobnost tvarů je patrná na obrázku 2.14.



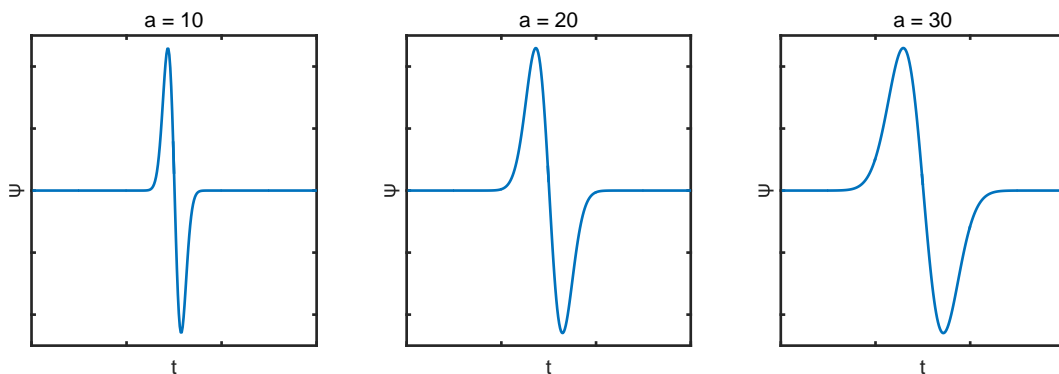
Obrázek 2.14: Vybraná mateřská vlnka (vpravo) tvarově podobná měřeným signálům.

Jakmile je stanovena mateřská vlnka $\psi(t)$, můžeme provést vlnkovou transformaci s naměřeným signálem $Q(t)$.

$$cwt(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} Q(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \bar{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.8)$$

$$cwt(a, b) = Q(b) * \frac{1}{\sqrt{|a|}} \bar{\psi}\left(\frac{-b}{a}\right) \quad (2.9)$$

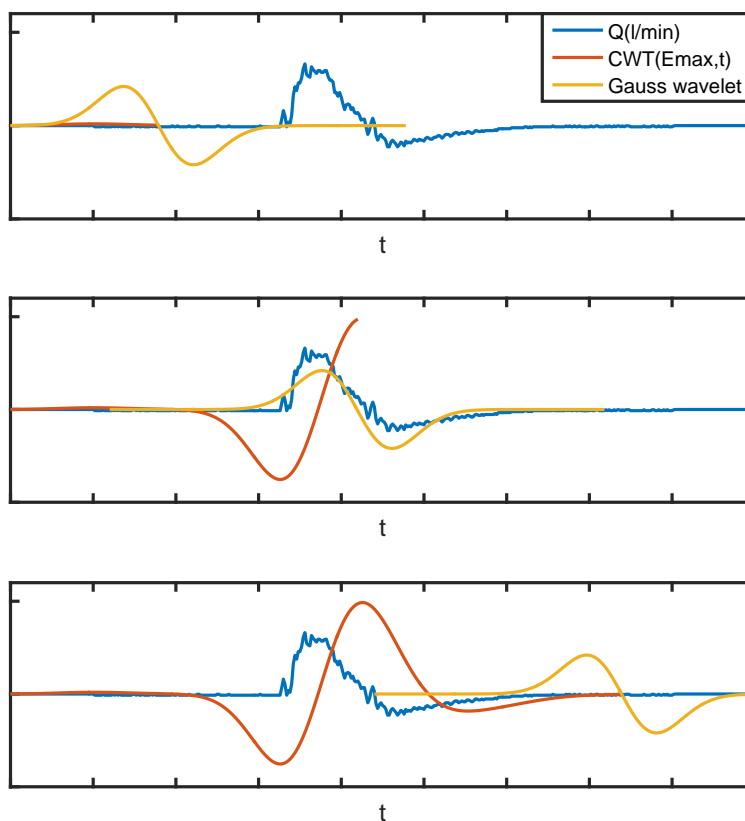
Pro výpočet použijeme rovnice 2.8 nebo CWT ve formě konvoluce 2.9. Naměřený signál není integrovatelný na intervalu $(-\infty; \infty)$, tudíž použijeme uvedené rovnice v diskrétní formě s využitím sumace [14].



Obrázek 2.15: Porovnání dilatace mateřské vlnky v závislosti na parametru a .

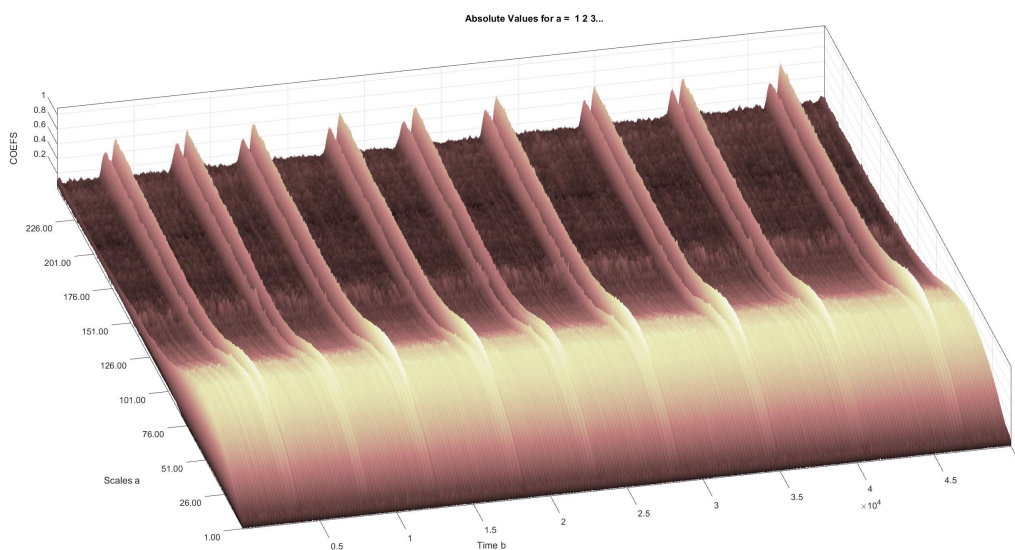
Parametry a a b značí velikost a posun mateřské vlnky. Vlnky s jinými parametry než $a = 1 \wedge b = 0$ nazýváme dceřiné vlnky. Vlnky odvozené od Gaussovy křivky mají lineární škálování. Velikost dceřiné vlnky je přímo úměrná koeficientu a .

Rovnice 2.9 implikuje dvě vlastnosti vlnkové transformace, které jsou hlavním důvodem využití této metody pro detekci dechového cyklu. Zaprvé konvoluci dceřiné vlnky s naměřeným signálem si můžeme představit jako korelaci s invertovanou funkcí dle vertikální osy symetrie. Důsledkem je, že v místech vysoké shody dceřiné vlnky se signálem dostaneme lokální maximum korelace (obr. 2.16). Toto maximum bude amplitudově významné oproti ostatním jevům v signále, které nemají shodný tvar s danou dceřinou vlnkou.



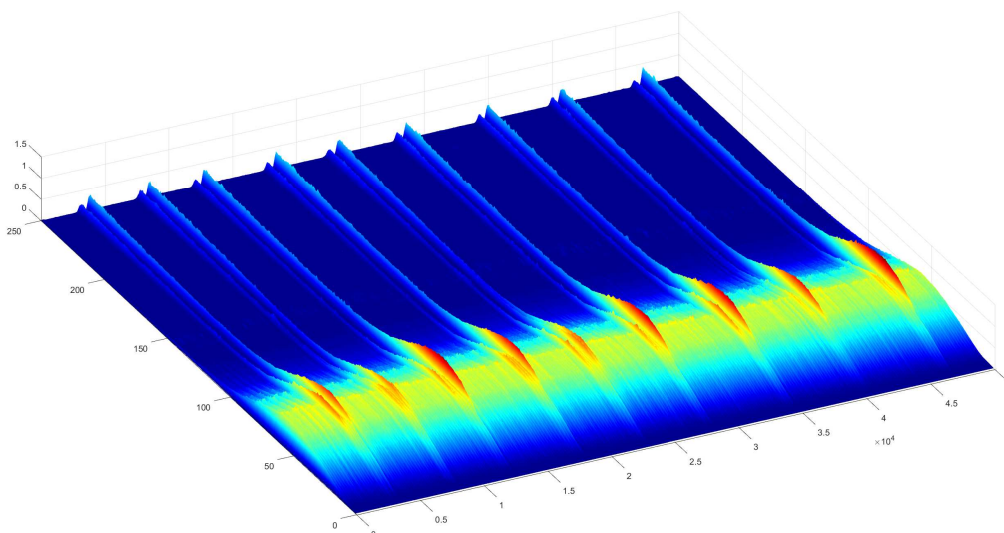
Obrázek 2.16: Průběh korelace dceřiné vlnky s největším podílem energie s naměřeným signálem průtoku. Korelace vytváří maximum v oblasti konce nádechu (inspirační pauzy pokud je přítomna).

Z této vlastnosti částečně vyplývá druhá důležitá vlastnost, a tou je frekvenční selektivita. Konvoluční maska je ve své podstatě FIR filtr [15]. Dilatací mateřské vlnky vznikají pásmové propusti, se kterými je následně prováděna korelace, resp. konvoluce s převrácenou maskou. Tuto soustavu pásmových propustí můžeme nazvat bankou filtrů, z nichž po provedení filtrace získáme prostor $cwt(a, b)$, který obsahuje korelační koeficienty řazené v čase pro jednotlivá frekvenční pásma. Vlnková transformace tedy nejen zesiluje tvary signálu mateřské vlnce podobné (pattern recognition), ale i provádí adaptivní filtraci pomocí soustavy pásmových propustí.



Obrázek 2.17: Korelační spektrum signálu průtoku. Osa x představuje čas, osa y velikost dceřiné vlnky a osa z míru korelace. Korelační koeficienty jsou vypočítány pro signál průtoku při HFOV se spontánním dýcháním animálního modelu.

Vypočítanou matici $cwt(a, b)$ použijeme pro další analýzu. Řádky této matice představují jednotlivé škály, a tedy i frekvenční pásma. Sloupce jsou časové vzorky. Vykreslením této matice do souřadného systému x, y, z dostaneme korelační spektrum na obrázku 2.17. Rozložení energie signálu mezi jednotlivá frekvenční pásma získáme jako $|cwt(a, b)|^2$, tuto matici označujeme jako škálogram (spektrogram)(obr. 2.18).



Obrázek 2.18: Škálogram signálu průtoku. Osa x představuje čas, osa y velikost dceřiné vlnky a osa z podíl energie konkrétní vlnky na původním signálu. Spektrogram je vypočítán pro signál průtoku při HFOV se spontánním dýcháním animálního modelu.

2.4.4 Analýza škálogramu

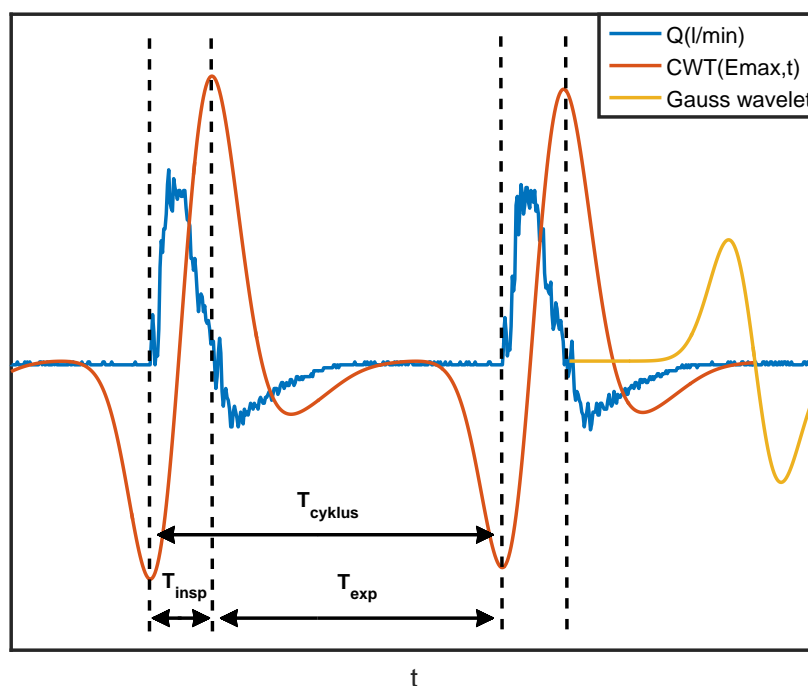
Škálogram zobrazuje rozložení energie mezi jednotlivá frekvenční pásma. Vlnka, která nese největší část energie signálu, bude také mít nejvyšší korelační koeficient v místech dechových cyklů. Pomocí této vlnky je provedena lokalizace dechového cyklu v signálu průtoku. Je zřejmé, že pro různá nastavení frekvence ventilátoru nalezneme jinou dceřinou vlnku. Zobrazení pomocí škálogramu umožňuje identifikovat přítomnost vícero zdrojů signálu. Na obrázcích 2.17 a 2.18 jsou patrné spontánní dechy animálního modelu během HFOV, protože energie je rozložena mezi jiná pásma.

Hledání vlnky s největším podílem energie signálu průtoku v celém naměřeném intervalu je provedeno rozdělením prostoru $cwt(a, b)$ na n ekvidistantních úseků, ve kterých nalezneme maximum energie daného úseku. Výsledná vlnka je stanovena jako medián z jednotlivých úseků. Toto opatření je nezbytné, neboť korelační koeficient náhodného artefaktu resp. spontánní dechu by mohl být nejvyšší v celém prostoru $cwt(a, b)$, přestože se nejedná o převládající maximum.

2.4.5 Detekce lokálních extrémů CWT

Vlnku s nejvyšším podílem energie na signálu použijeme pro lokalizaci dýchacích cyklů. Cykly, které takto nalezneme, jsou vytvořeny převládajícím zdrojem signálu například tedy HFOV i při přítomnosti spontánního dýchání. Tato vlnka má s naměřeným signálem nejvyšší korelaci v místě největšího překryvu, kterým je v dýchacím cyklu inspirační pauza. Pro nalezení těchto lokálních korelací využijeme detektor lokálních extrémů (peak detector).

Algoritmus pro detekci lokálních extrémů využívá posuvného okna o šířce dvojnásobku nalezené škály. Pokud je střed okna v místě lokálního maxima platí, že všechny hodnoty nalevo i napravo od této hodnoty jsou menší. Podobně nalezneme i lokální minima. Maxima o nízké amplitudě jsou odstraněny prahováním. Detekce hrubých cyklů je naznačena na obrázku 2.19.



Obrázek 2.19: Detekce počátku dechových cyklů. V místech maximálních korelací označíme střed cyklu. Počátek cyklu je v místě minimální korelace. Počátek dalšího cyklu je koncem cyklu předcházejícího.

2.4.6 Nalezení hrubých cyklů

Vektory lokálních maxim a minim spárujeme tak, aby lokální minimum předcházelo lokálnímu maximu. Vzdálenost těchto extrémů musí být menší, než je šířka vlnky s největší energií. Tím je zaručeno, že lokální minimum nenáleží expirační části předcházejícího cyklu. Dechovou periodou (T_{cyklus}) označíme čas mezi jednotlivými počátky cyklů, které jsou definované lokálními minimy, čas mezi počátkem a příslušným středem označíme jako čas inspiria (T_{insp}) a čas mezi středem a počátkem následujícího cyklu jako čas expiria (T_{exp}). Pro výpočet ventilačních parametrů jsou cykly dále tříděny. Ze signálu tlaku jsou extrahovány intervaly spontánních, resp. konvenčních dechů, ve kterých se výpočet neprovádí a cykly jsou vyřazeny. Podrobněji je tato problematika řešena v kapitole o spontánním dýchání a nízkofrekvenčních artefaktech 2.4.8.

2.4.7 Korekce

Nalezený vektor dechových cyklů je odhadem skutečné polohy dechové cyklu. Matematické vlastnosti vlnkové transformace znemožňují absolutní lokalizaci dechového cyklu. Jelikož známe princip tvorby signálu, můžeme stanovit další matematické podmínky, které umožní provést korekce hrubých cyklů a zpřesnit tak původní odhad. Podmínky jsem stanovil následovně:

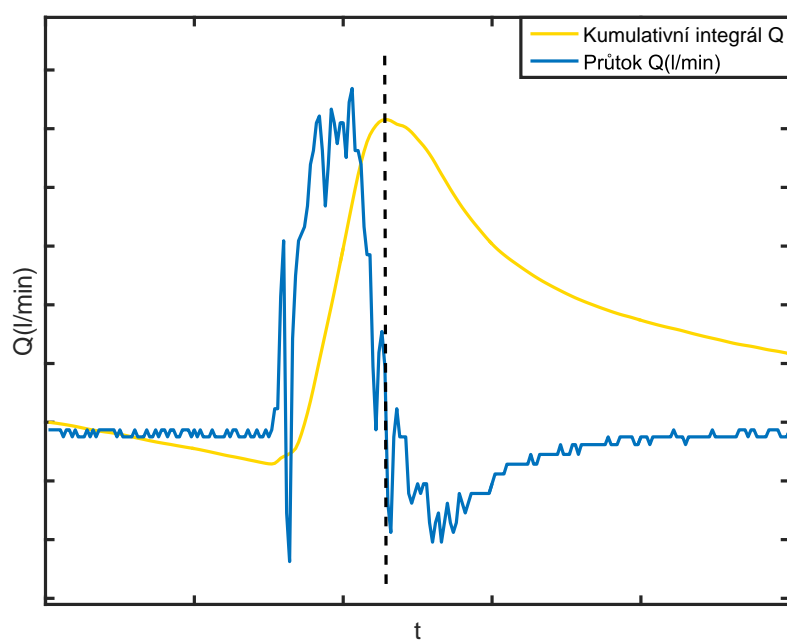
1. Dýchací cyklus začíná nárůstem z téměř nulového nebo lehce záporného průtoku (uvažujme náhodný posun izolinie).
2. Na konci inspiria je dosaženo maximum dechového objemu v rámci jednoho cyklu.
3. Objem inspirovaného a exspirovaného vzduchu je přibližně stejný.
4. Tlak na konci výdechu, resp. počátku cyklu, je lokálním minimem.
5. Signály tlaku a průtoku jsou časově synchronní.

Pokud však podmínky nebudou dodrženy, výsledky korekčních algoritmů budou zhoršovat původní odhad cyklů. Z tohoto důvodu je volba použitých korekcí na uživateli, který

musí rozhodnout, zda měření probíhá dle výše uvedených podmínek. Pokud uživatel zvolí vícero typů korekčních algoritmů, bude jako celkový výsledek brán aritmetický průměr jednotlivých výsledků. Všechny korekční algoritmy jsou aplikovány v rámci hrubých odhadů cyklů.

Střed cyklu

Korekce středu cyklu jsou provedeny dle podmínky 2. V inspirační fázi dechový objem narůstá až do inspirační pauzy, kde průtok protne nulu a začne fáze expirační. Posunem odhadu středu cyklu do maxima dechového objemu je provedeno zpřesnění (obr. 2.20). Na souboru experimentálních dat byl tento posun většinou minimální (obvykle do 4 vzorků při $f_{vz} = 2000$).

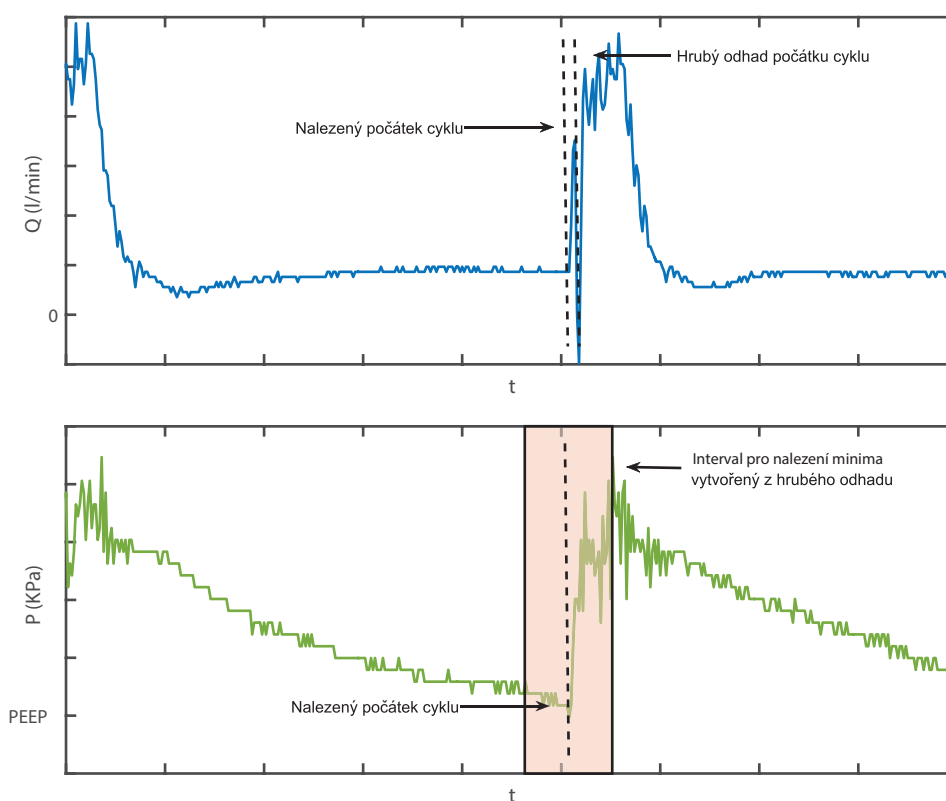


Obrázek 2.20: Maximum dechového objemu (V_T) je bodem ukončení inspira. Odhad středu posouváme do toho maxima.

Počátek cyklu

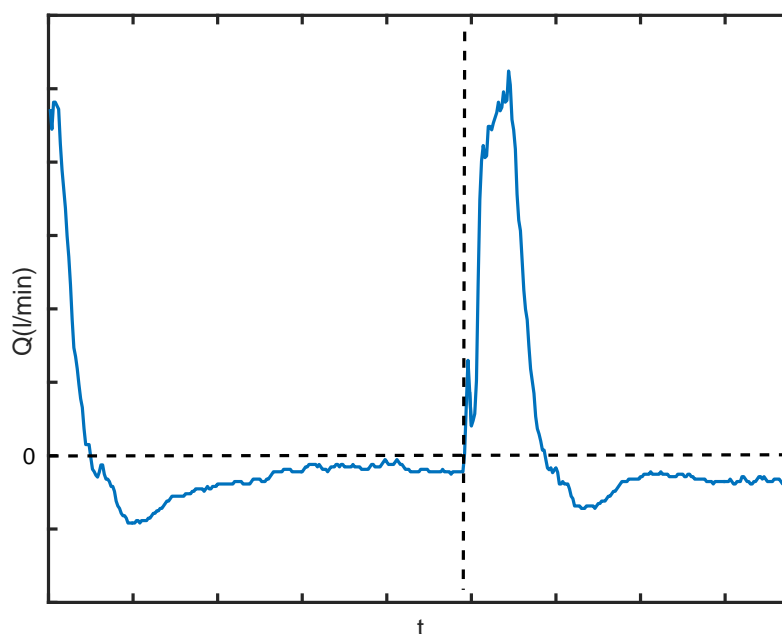
Ke zpřesnění počátků cyklů jsou využity všechny výše uvedené podmínky. Algoritmus využívá tři přístupy ke korekci počátku cyklu, které produkují tři výsledky. Uživatel si může zvolit, který přístup nejvíce odpovídá jeho potřebám například při experimentálním offline vyhodnocení. Při použití real-time je často postačující hrubý odhad CWT, neboť ve většině případů bude zkreslení výpočtu ventilačních parametrů zanedbatelné.

První přístup využívá 4. podmínky. Pokud si představíme dýchací soustavu po nádechu jako nabitý kapacitor, těsně před dalším nabíjením bude jeho napětí minimální v rámci jednoho cyklu. Je-li současně splněna podmínka 5. o synchronním sběru dat, můžeme promítnout hrubý odhad počátku cyklu do signálu tlaku. Kolem této projekce stanovíme interval, který zabrání výpočtu mimo konkrétní část cyklu a nalezneme minimum. Synchronizované signály jsou zobrazeny na obrázku 2.21.



Obrázek 2.21: Korekce počátku cyklu pomocí signálu tlaku. Nejprve nalezneme hrubý cyklus pomocí CWT. Následně je stanoven interval pro detektor lokálních extrémů. V poslední fázi je nalezeno minimum, které odpovídá počátku cyklu.

Druhý a třetí způsob se opírá o podmínku 3, která jinými slovy říká, že plyn se v pacientovi nehromadí a únik plynu z okruhu je nízký. Druhý způsob využívá již vypočítaného kumulativního integrálu, ve kterém hledá v oblasti hrubého odhadu počátku lokální minimum (obr. 2.20), které je v podstatě průchodem nulou signálu průtoku. Třetí způsob provádí filtraci signálu 5bodovým symetrickým klouzavým průměrem a následně hledá všechny průchody nulou ze záporného do kladného průtoku. Pokud je průchodů nulou detekováno více než jeden, je brán jako výsledek první průchod nulou od maxima signálu průtoku směrem k počátku. Hledání průchodů nulou je patrné z obrázku 2.22. Oba přístupy produkují podobné výsledky.



Obrázek 2.22: Korekce počátku cyklu pomocí průchodu nulou. Signál je nejprve vyhlazen 5bodovým klouzavým průměrem a následně je nalezen průchod nulou.

2.4.8 Spontánní dýchání a artefakty

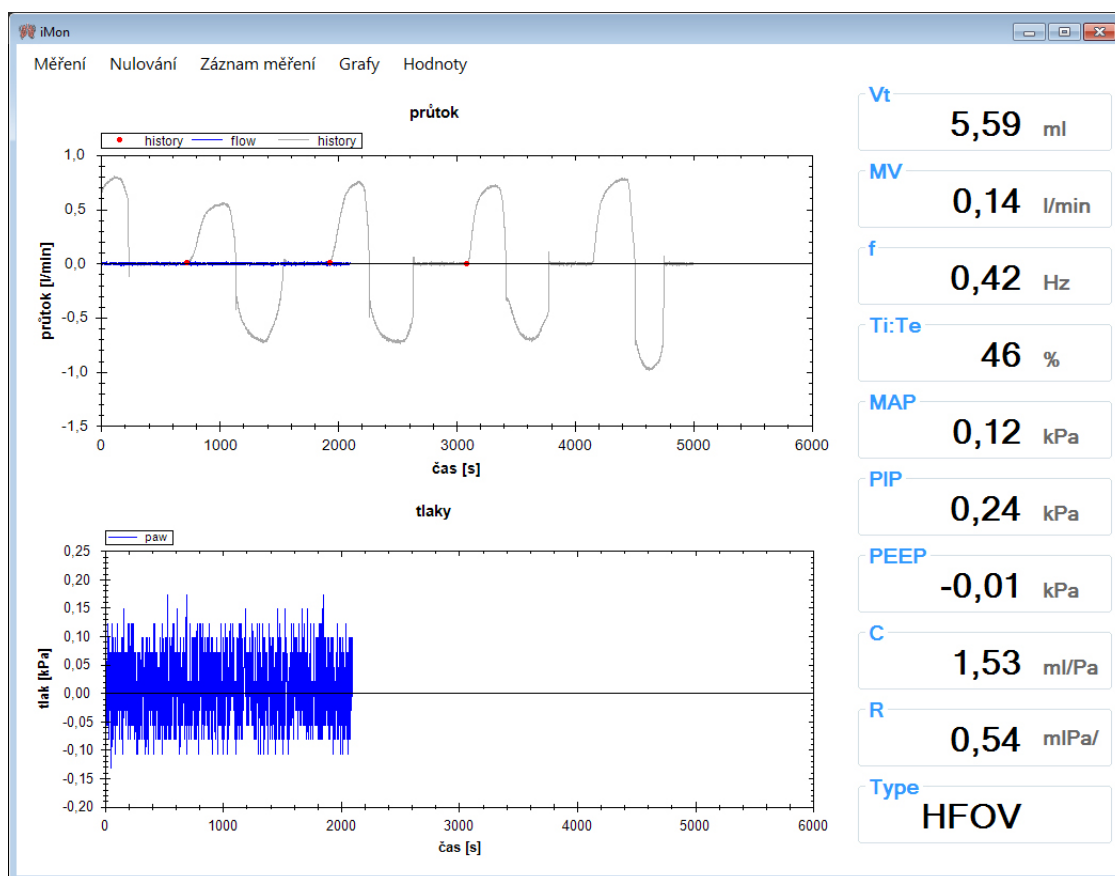
Nalezení spontánních nebo konvenčních dechů je díky vysoké variabilitě signálů značně komplikované. Je nutné každý typ ventilace řešit zvlášť. Frekvenční složky spontánního dýchání jsou zastoupeny zejména na nízkých frekvencích v pásmu (0,1 Hz–1 Hz). V prvním kroku je provedena Fourierova transformace a je zjištěno zastoupení signálu ve zmí-

něném pásmu. Tento krok je částečně redundantní, je v algoritmu z důvodu výpočetní optimalizace. Fourierova transformace je několikanásobně rychlejší než algoritmus CWT, pokud nejsou složky zastoupeny, není nutné CWT počítat pro nízkofrekvenční koeficienty. Pokud složky zastoupeny jsou, je signál decimován, vypočtena CWT a nalezena vlnka s maximální energií. Postup lokalizace je poté obdobný jako v případě hledání dominantních dechů ventilátoru.

Výše zmíněným způsobem je nalezeno periodické spontánní dýchání při HFOV nebo kombinace konvenční ventilace s HFJV. V některých případech se v signále vyskytují artefakty způsobené neperiodickým spontánním dechem, manipulací s ventilačním okruhem, akustickým rázem apod. V tomto případě je zastoupení frekvenčních složek ve Fourierovském spektru na nízkých frekvencích minimální, ale přesto by mohlo dojít k ovlivnění výpočtu ventilačních parametrů. Vlnková transformace je velmi citlivá na náhlé diskontinuity a změny v signále. Náhlý artefakt (podobně jako náhlý spontánní dech) se ve spektru projeví napříč všemi škálami (obr. 2.18). Během detekce dominantních dechových cyklů tvořených ventilátorem je kontrolována nízkofrekvenční vlnka (na obrázku 2.18 se jedná o nejvzdálenější vlnku ve směru osy y - hloubka grafu), zda na ní nedochází k výraznému odchýlení od jinak nízké hodnoty. Rozhodovací kritérium bylo stanoveno jako odchýlení od střední hodnoty (medián) s amplitudou alespoň 15% energie vlnky s maximem energie signálu. Tímto způsobem jsou vyřazeny dechové cykly, při kterých došlo k osamělému spontánnímu dechu nebo náhlému rušení.

2.5 Analýza dechových cyklů

Po naměření zvoleného časového úseku systémem iMon je provedeno nalezení cyklů. Pro real-time monitorování umělé plicní ventilace jsou z těchto cyklů vypočteny ventilační parametry, mechanické a intrapulmonální parametry respirační soustavy. Vypočtené parametry jsou zobrazeny na obrazovce (obr. 2.23).



Obrázek 2.23: Ukázka monitorovacího okna programu iMon. Zobrazené signály jsou pouze testovací, nejedná se o záznam ventilace.

2.5.1 Výpočet ventilačních parametrů

Všechny níže uvedené ventilační parametry jsou vždy vypočítávány za určitý časový úsek T_{okno} z rovnice 2.1.

Dechový objem (V_t)

$$V_t = \overline{V_t(N)} \text{ (ml)} \quad (2.10)$$

Dechový objem V_t je stanoven jako průměr z jednotlivých dechových cyklů $V_t(N)$, kdy N je pořadí dechového cyklu v naměřeném okně.

Frekvence (f)

Doba mezi počátky cyklů T_{cyklus} je stanovena jako průměr ze všech jednotlivých dechových period $T_{cyklus}(N)$, kdy N je pořadí cyklu v naměřeném okně. Frekvence je poté stanovena dle rovnice:

$$f = \frac{1}{T_{cyklus}} = \frac{1}{T_{cyklus}(N)} \text{ (Hz)}. \quad (2.11)$$

Minutová ventilace (MV)

Minutová ventilace je určena z rovnice:

$$MV = \frac{V_t \cdot f \cdot 60}{1000} \text{ (l/min)}. \quad (2.12)$$

Poměr I:E

$$I : E = \frac{\overline{T_{insp}(N)}}{\overline{T_{exp}(N)}} \cdot 100 \text{ (\%)} \quad (2.13)$$

Poměr inspiračního T_{insp} a expiračního času T_{exp} je stanoven opět z průměru jednotlivých inspiračních $T_{insp}(N)$ a expiračních časů $T_{exp}(N)$.

Střední tlak v dýchacích cestách / Mean airway pressure (MAP)

Střední tlak v dýchacích cestách je určen jako průměr naměřeného signálu tlaku pomocí vzorce:

$$MAP = \overline{P(t)} \text{ (kPa)}. \quad (2.14)$$

Špičkový tlak při nádechu / Peak inspiratory pressure (PIP)

Špičkový tlak při nádechu (PIP) je vypočítán jako průměr jednotlivých špičkových tlaků $PIP(N)$ v detekovaných cyklech. $PIP(N)$ je maximální hodnota v tlaku od počátku do konce cyklu.

$$PIP = \overline{PIP(N)} \text{ (kPa)} \quad (2.15)$$

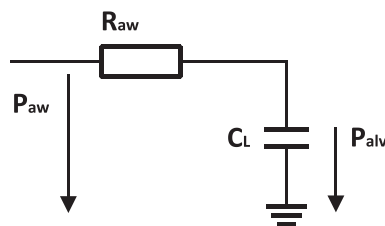
Přetlak na konci výdechu / Positive end-expiratory pressure (PEEP)

Tlak na konci výdechu je určen podobně jako špičkový tlak. $PEEP$ je ze signálu tlaku odečten v čase $T_{cyklus}(N)(1 - 0,05)$ od počátku cyklu. Jedná se o tlak 5 % dechové periody před počátkem dalšího cyklu.

$$PEEP = \overline{PEEP(N)} \text{ (kPa)} \quad (2.16)$$

2.5.2 Výpočet mechanických a intrapulmonálních parametrů

Výpočet mechanických parametrů pro potřeby real-time algoritmu vychází z jednoduchého dvou prvkového jednokompartmentového modelu, který zahrnuje rezistanci a poddajnost dýchací soustavy (obr. 2.24) [16].



Obrázek 2.24: Elektroakustický model dýchací soustavy.

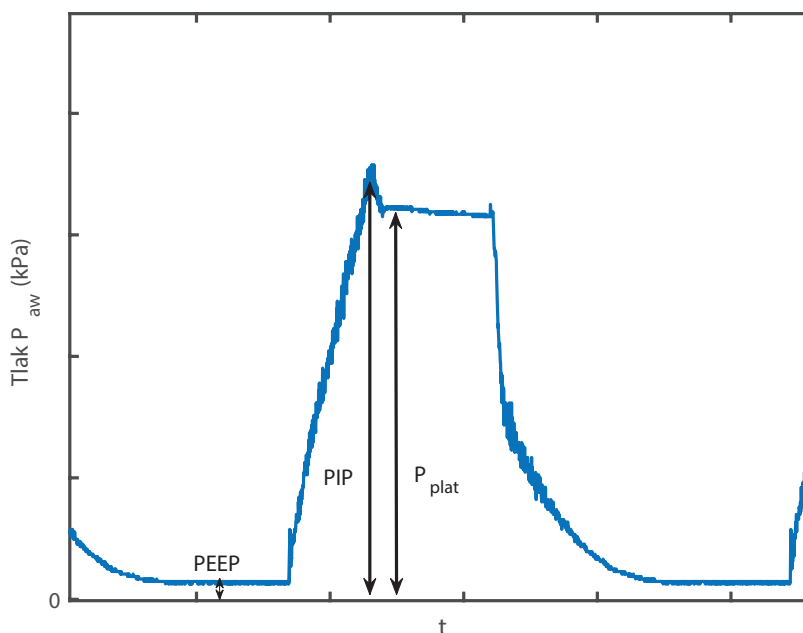
Model se skládá z celkového odporu R_{aw} dýchacích cest a jednoho akumulčního prvku reprezentujícího poddajnost C_L . Tyto parametry jsou v klinické praxi stěžejní pro rozlišení obstrukční (zvýšený odpor) či restriktivní (snížená poddajnost) poruchy plic [17].

$$R_{aw} = \frac{(P_{max} - P_{plat})}{Q} \quad (\text{Pa} \cdot \text{min/l}) \quad (2.17)$$

$$C_{dyn} = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{V_t}{PIP - PEEP} \quad (\text{ml/Pa}) \quad (2.18)$$

$$P_{alv} = P_{aw} - Q \cdot R_{aw} = P_{aw} - 0 \cdot R_{aw} = P_{plat} \quad (\text{Pa}) \quad (2.19)$$

Odpor R_{aw} (iniciální) je stanoven dle rovnice 2.17 metodou přerušení průtoku, které nastává při inspirační pauze [18]. Tlak P_{max} je shodný se špičkovým tlakem PIP, P_{plat} je tlak na během inspirační pauzy. Dynamická poddajnost C_{dyn} je stanovena dle rovnice 2.18. Výpočet vychází z literatury [19]. Intrapulmonální parametr alveolární tlak P_{alv} je stanoven za nulového průtoku dle rovnice 2.19.



Obrázek 2.25: Na obrázku je zobrazen signál tlaku během CV. Šipkami jsou vyneseny body odečtu tlaku pro výpočet mechanických a intrapulmonálních parametrů [19].

2.6 Implementace algoritmu do systému iMon

Algoritmus byl navržen v prostředí Matlab ve formě souboru funkcí pro jednotlivé bloky dle diagramu na obrázku 2.11. Základní vstupní parametry algoritmu jsou signál průtoku (l/min), signál tlaku (Pa) a vzorkovací frekvence (Hz). Další vstupní parametry slouží k ovládání výstupů, diagnostiky, procesu detekce a typu korekcí. Výstupem algoritmu jsou pozice dechových cyklů a dechové objemy pro každý detekovaný cyklus. Výpočet ostatních ventilačních parametrů je prováděn mimo hlavní funkční blok.

Implementace do systému iMon byla provedena ve třech krocích. Prvním krokem bylo vytvoření .NET DLL knihovny pomocí Matlab deploytool. Po kompilaci navržených bloků byla tato knihovna implementována do programu iMon, do bloku zpracování naměřených dat (obr. 2.2). V druhém kroku byly vytvořeny metody pro výpočet ventilačních parametrů a komunikaci se zbytkem programu již v jazyce C#. V posledním kroku bylo upraveno uživatelské rozhraní, aby bylo možné zobrazit všechny vypočítané parametry a ovládat implementovaný algoritmus.

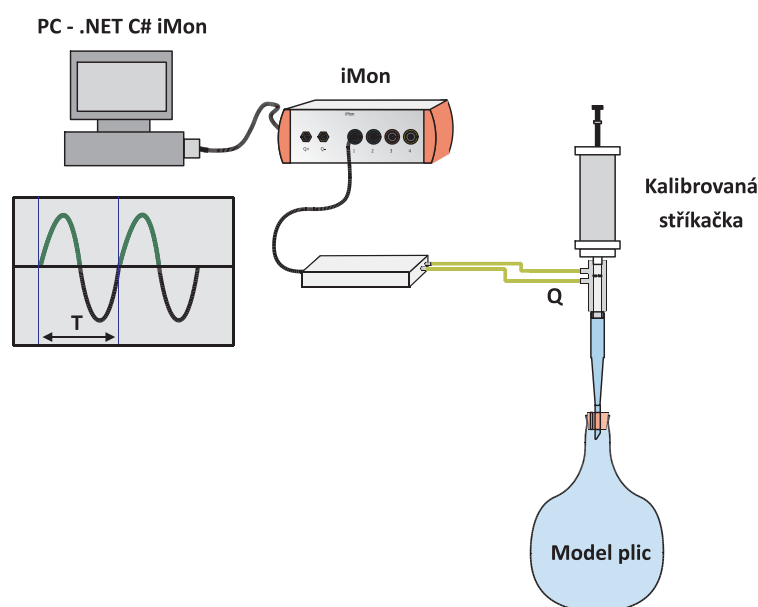
2.7 Ověřující experimenty

Po dokončení fáze návrhu a implementace byla provedena ověřující měření v real-time režimu na laboratorních modelech a offline ověření na animálních modelech. Ověřující experimenty jsou zaměřeny na parametr dechového objemu V_t , protože sledování tohoto parametru hlavním cílem této práce.

2.7.1 Laboratorní experiment – konstantní objem

Měření velmi malých dechových objemů používaných v HFV (zejména v při HFJV) je komplikované, protože pro tento účel není dostupné žádné univerzální referenční měřidlo. V první fázi ověření byl zvolen postup simulovaného ventilování pomocí konstantního objemu kalibrované vzduchové stříkačky. Tlaková diferenční clona byla připojena ke stříkačce a její druhý port do rigidní skleněné nádoby, jakožto modelu plic. Ověření proběhlo

pro oba typy použitých clonek (rozměry jsou uvedeny v kapitole 2.1.3). Systém iMon byl nastaven na měření v 15 sekundových oknech, ve kterých probíhalo simulované ventilování, po dokončení výpočtu ventilačních parametrů byly hodnoty odečteny z monitoru a zapsány. Pro každý zvolený objem proběhlo deset měření. Pro menší clonku používanou pro HFJV byla použita kalibrovaná 50 ml medicínální plastová stříkačka. Obdobně bylo provedeno měření pro větší clonku s průsvitem 5 mm pomocí 500 ml kalibrované stříkačky Hans Rudolph. Jako modely plic byly použity rigidní skleněné nádoby o objemech 330 ml (2 mm clona) a 15 l (5 mm clona). Přehled nastavených objemů pro simulované ventilování je uveden v tabulce 2.2. Použitá aparatura je zobrazena na obrázku 2.26.



Obrázek 2.26: Aparatura ověřujícího experimentu, při kterém bylo prováděno simulované ventilování vzduchovou kalibrovanou stříkačkou. Jako model plic pro clonku s průsvitem 2 mm byla použita rigidní skleněná nádoba s objemem 330 ml.

Tabulka 2.2: Přehled nastavených objemů pro simulované ventilování.

Typ clony (průsvit v mm)	Kalibrovaný objem (ml)
2	10
2	20
2	50
5	100
5	200
5	500



Obrázek 2.27: Aparatura ověřujícího experimentu, při kterém bylo prováděno simulované ventilování vzduchovou kalibrovanou stříkačkou. Jako model plic pro clonku s průsvitem 5 mm byla použita rigidní skleněná nádoba s objemem 15 l.

2.7.2 Laboratorní experiment – CV a HFOV

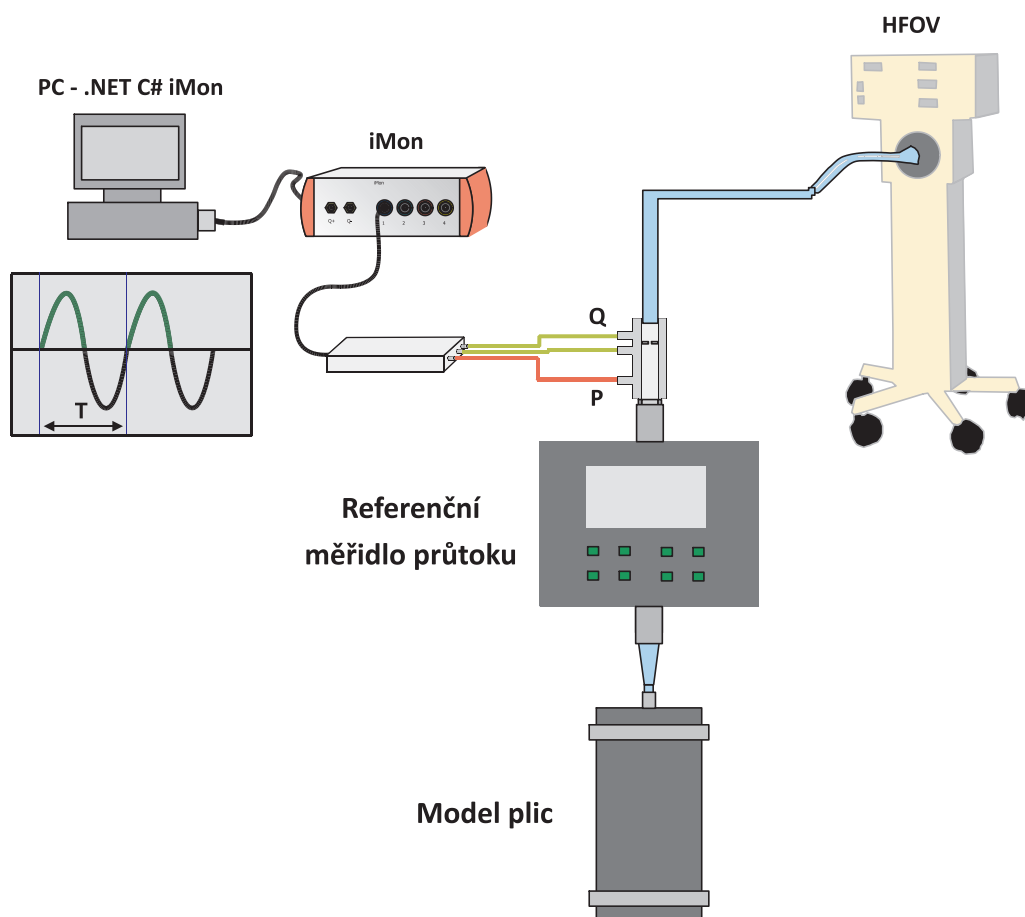
V druhé fázi laboratorních ověřujících experimentů byl systém testován vůči referenčnímu měřidlu Fluke VT Mobile. Zapojení do okruhu je patrné na obrázku 2.28. Jako model plic byla použita umělá plíce Imtmedical SmartLung Adult. Hodnoty byly odečítány z měřidla iMon a z referenčního měřidla vždy po 1 min ventilace po dobu 5 minut. Pro oba typy ventilace (HFOV, CV) byla použita 3 různá nastavení. Při měření CV byl použit objemově řízený režim, aby bylo možné porovnat nastavení ventilátoru s oběma měřidly.

Tabulka 2.3: Sledované ventilační parametry na jednotlivých zařízeních při měření CV.

Typ ventilačního parametru	Ventilátor	iMon	VT Mobile	Jednotka
<i>PIP</i>	✓	✓	✓	cmH ₂ O
Dechový objem V_t	✓	✓	✓	ml
<i>PEEP</i>	✓	✓	✓	cmH ₂ O
Frekvence f	✓	✓	✓	BPM
Odhad poddajnosti C	-	✓	✓	ml/cmH ₂ O
Odhad odporu R	✓	✓	✓	cmH ₂ O/l/s

Tabulka 2.4: Sledované ventilační parametry na jednotlivých zařízeních při měření HFOV.

Typ ventilačního parametru	Ventilátor	iMon	VT Mobile	Jednotka
PIP	-	✓	✓	cmH ₂ O
ΔP	✓	-	-	cmH ₂ O
Dechový objem V_t	-	✓	✓	ml
$PEEP$	-	✓	✓	cmH ₂ O
Frekvence f	✓	✓	✓	BPM
$I : E$	✓	✓	✓	%
MAP	✓	✓	✓	cmH ₂ O



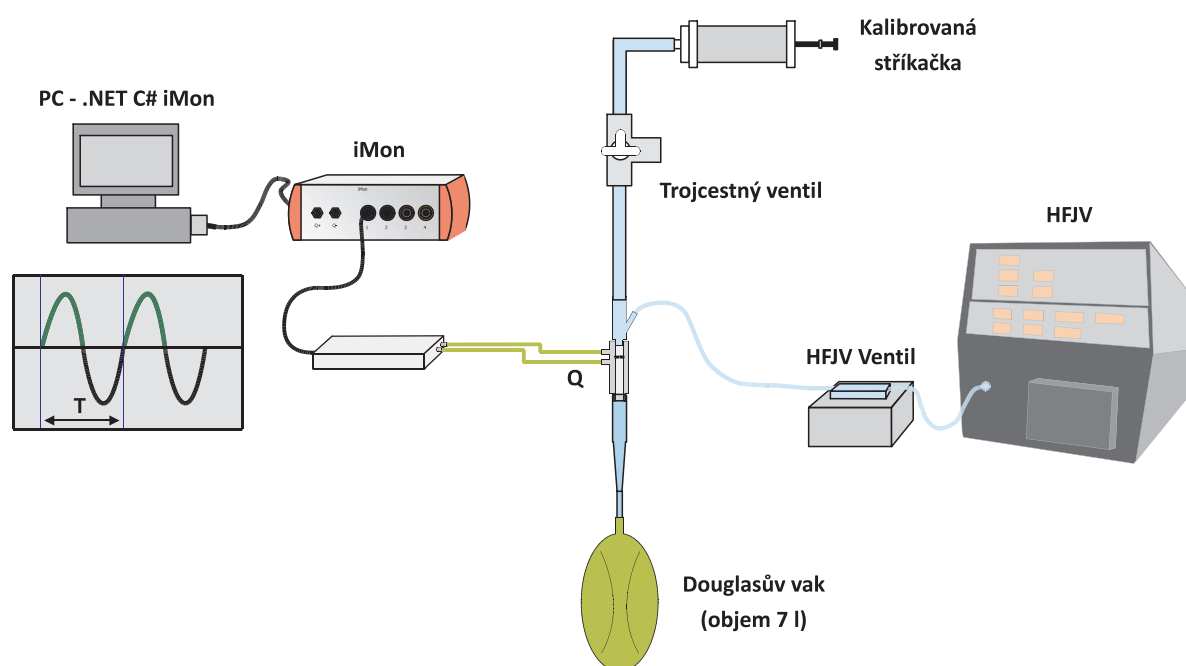
Obrázek 2.28: Aparatura ověřujícího experimentu použitá pro měření s konvenčním ventilátorem GE Healthcare Engström Carestation a vysokofrekvenčním oscilačním ventilátorem SensorMedics 3100B. Do ventilačního okruhu je nejprve zařazen systém iMon a následně referenční měřidlo Fluke VT Mobile.

2.7.3 Laboratorní experiment – HFJV

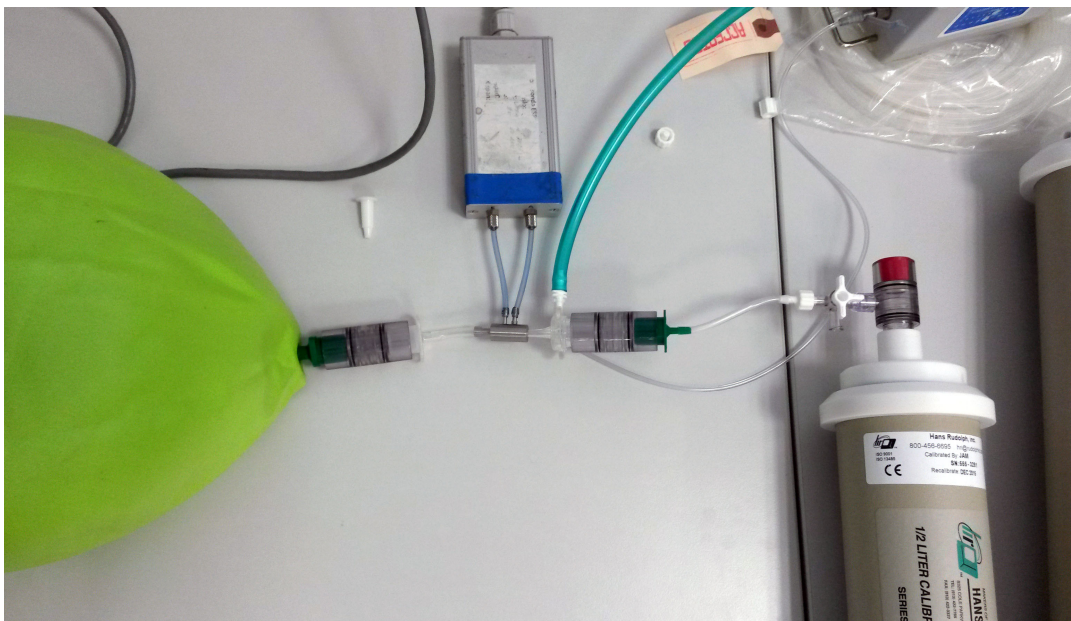
Experiment ověřující funkčnost systému iMon s HFJV se zaměřuje na měření objemů, neboť z klinické praxe se jedná o nejproblematictější a zároveň jeden z nejdůležitějších parametrů. Dechové objemy používané při vysokofrekvenční tryskové ventilaci jsou velmi malé, pohybují se okolo 5 ml. Takto malé objemy je obtížné přesně měřit, proto byla použita nepřímá metoda využívající Douglasův vak. Princip experimentu spočívá ve vytvoření uzavřeného systému se vzduchovým vakem, který je plněn vysokofrekvenčním ventilátorem po předem definovanou dobu a definované frekvenci.

$$V_{tD} = \frac{V_D(\text{ml})}{f(\text{BPM}) \cdot t(\text{min})} \quad (\text{ml}) \quad (2.20)$$

Z celkového objemu vzduchu ve vaku V_{tD} je možné dle rovnice 2.20 vypočítat průměrný dechový objem V_t . Vytvořená aparatura je znázorněna na obrázku 2.29 a na obrázku 2.30.



Obrázek 2.29: Aparatura ověřujícího experimentu pro měření velmi malých objemů pomocí Douglasova vaku o objemu 7 l. Vak je plněn tryskovým ventilátorem po dobu t dechovými objemy V_t s dechovou frekvencí f . Po tuto dobu je odečítána hodnota V_t ze systému iMon. Celkový objem V_{tD} je zjištěn odsátím vzduchu z Douglasova vaku kalibrovanou stříkačkou. Naměřené a vypočtené hodnoty V_t jsou následně porovnány.



Obrázek 2.30: Fotografie aparatury ověřujícího experimentu pro měření malých dechových objemů při HFJV.

2.7.4 Animální model

Signály z animálního modelu byly nasbírány obdobnou metodou jakou byla nasbírána data laboratorní (obr. 2.5). Jako animální model bylo použito prase. Data byla zaznamenána pro pozdější analýzu a vyhodnocena v offline režimu. Cílem ověření na animálním modelu nebylo stanovení přesnosti systému, nýbrž vyzkoušet reakci algoritmu na reálná data zatížená mnoha rušivými jevy, které nelze při laboratorních měřeních na rigidních modelech plic předpovědět nebo vytvořit. Z naměřených dat byl vypočten dechový objem, MAP a PIP. Hodnoty byly vyneseny do trendových grafů a jsou zobrazeny v příloze C. Vyhodnocení algoritmem probíhalo obdobně jako při použití real-time, tedy po oknech (délka okna byla zvolena na 5 s).

3 Výsledky

3.1 Laboratorní experiment – konstantní objem

V této části jsou uvedeny výsledky měření konstantních objemů. Z výsledků je následně stanovena nejistota měření objemu pro každou clonku zvlášť.

3.1.1 Nejistota měření objemu s clonou 5 mm

V tabulce 3.1 jsou uvedeny naměřené hodnoty systémem iMon oproti hodnotě kalibrační stříkačky (100 ml, 200 ml, 500 ml).

Tabulka 3.1: Naměřené objemy tlakové diferenční clony s průsvitem 5 mm.

číslo měření	Nastaveno 100 ml Objem (ml)	Nastaveno 200 ml Objem (ml)	Nastaveno 500 ml Objem (ml)
1	96,5	194,0	502,6
2	98,5	196,2	493,0
3	99,0	195,5	498,5
4	98,2	192,5	495,6
5	98,7	193,2	480,7
6	98,6	195,8	500,8
7	98,8	194,8	509,0
8	97,8	194,2	494,4
9	96,3	195,2	493,2
10	98,5	193,6	497,5
Průměr	98,1	194,5	496,5
Směrodatná odchylka	1,0	1,2	7,4
Směrodatná odchylka průměru	0,3	0,4	2,4
Neznámá systematická chyba	-1,9	-5,5	-3,5

Z naměřených hodnot v tabulce 3.1 stanovíme náhodnou chybu μ_A a neznámou nekorigovanou chybu vychýlení (bias) μ_{bias} [20]. Nejistotu μ_A určíme jako průměrnou směrodatnou odchylku průměru dle těchto rovnic:

$$SE_{V_{ref}} = \frac{s}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (\text{ml}), \quad (3.1)$$

$$\mu_A = \sqrt{\frac{SE_{100}^2 + SE_{200}^2 + SE_{500}^2}{3}} \quad (\text{ml}). \quad (3.2)$$

Nekorigovanou chybu vypočítáme jako rozdíl referenční hodnoty objemu kalibrační stříkačky V_{ref} od průměru naměřených hodnot \bar{V}_t .

$$\mu_{bias} = \bar{V}_t - V_{ref} \quad (\text{ml}) \quad (3.3)$$

$$\mu_{cs} = \sqrt{A_1\mu_1^2 + A_2\mu_2^2 + A_3\mu_3^2 + \dots + A_n\mu_n^2} \quad (3.4)$$

Dále stanovíme nejistotu typu B. Pro stříkačku stanovíme nejistotu z datového listu výrobce kalibračních vzduchových stříkaček Hans Rudolph [21]. Pro systém iMon nelze nejistotu stanovit přímo, ale je nutné nejprve stanovit kombinovanou nejistotu měřicího senzoru μ_{cs} a následně přepočítat dle typických hodnot ventilace na objemovou nejistotu pro každý typ aplikace měřicí clony (μ_{sHFOV} a μ_{sCV}).

Nejistotu μ_{cs} určíme z jednotlivých nejistot z datového listu [22] senzoru HCXM005D. Nejistoty senzoru uvedené výrobcem a vypočítaná kombinovaná nejistota senzoru je uvedena v tabulce 3.2. Kombinovaná chyba senzoru μ_{cs} je stanovena dle pravidla o sčítání chyb (rovnice 3.4) [23], kdy A_n je koeficient citlivosti dané nejistoty μ_n .

Tabulka 3.2: Nejistoty měřicího senzoru modulu iMom pro clonu o průřezu 5 mm.

Zdroj nejistoty	Velikost nejistoty (Pa)
Offset a span μ_1	2,0
Nelinearita μ_2	1,0
Stabilita μ_3	2,0
Kombinovaná nejistota senzoru μ_{cs}	3,0

Pro stanovení nejistoty měřidla iMon použijeme metodu nejhoršího možného odhadu [23]. Stanovení mezí μ_{sHFOV} a koeficientu A_{sHFOV} je značně komplikované, neboť vztah mezi naměřenou tlakovou diferencí a hodnotou objemu není lineární a jedná se o integrál z funkčních hodnot kalibrační křivky v bodech naměřených tlakových diferencí za určitý časový úsek. Do nejistoty jsou zavedeny další parametry, které by bylo nutné zohlednit při interpretaci výsledné nejistoty. Zvolíme typické hodnoty ventilačních parametrů a lineární charakteristiku dechového cyklu, čímž zjednodušíme koeficient A_{sHFOV} na hodnotu 1. Pro další zjednodušení výpočtu uvažujme inspirační fázi s konstantním průtokem Q_{insp} a dobu inspiria T_{insp} . Tlaková diferenční clona s průsvitem 5 mm se využívá jak pro CV, tak pro HFOV. Pro oba režimy ventilace je nutné vyčíslit celkovou nejistotu zvláště (μ_{cCV} , μ_{cHFOV}). Pro zvýšení hladiny pravděpodobnosti stanovené nejistoty na $\alpha = 0,95$ byl zvolen koeficient $k = 2$. Pro celkovou rozšířenou nejistotu obou ventilací (U_{cCV} , U_{cHFOV}) platí:

$$U_c = k \cdot \mu_c \text{ (ml)}. \quad (3.5)$$

Pro HFOV zvolíme hodnoty $T_{insp} = 100$ ms (odpovídá ventilační frekvenci 5 Hz) a $Q_{insp} = 24$ l/min (odpovídá dechovému objemu 40 ml). Tento průtok vyvolá tlakovou diferencí na cloně o velikosti 261 Pa (stanoveno z kalibrační křivky). Pro tlakovou diferencí s přičtenou nejistotou senzoru μ_{cs} poté platí $P_{dif} = 261 \pm 3,0$ Pa. Z kalibrační křivky zpětně zjistíme rozdíl v průtoku $\Delta Q_{insp} = 0,17$ l/min. Dle metody nejhoršího odhadu budeme uvažovat, že rozdíl v průtoku nemá normální rozdělení, nýbrž působí po celou dobu integrace průtoku v horní hranici intervalu (0,17 l/min).

$$\mu_{sHFOV} = \Delta Q_{insp} \cdot T_{insp} = 2,83 \text{ ml/s} \cdot 0,1 \text{ s} \approx 0,3 \text{ (ml)} \quad (3.6)$$

V době inspiračního času T_{insp} činí nejhorší nejistota daná nepřímým výpočtem objemu, způsobená senzorem tlaku, přibližně 0,3 ml (rovnice 3.6). Jakmile známe objemovou nejistotu senzoru, sestavíme bilanční tabulku nejistot 3.3.

Tabulka 3.3: Bilanční souhrn nejistot při aplikaci HFOV.

Typ nejistoty	A	μ (ml)	μ^2 (ml ²)
Průměrná směrodatná odchylka průměru	1	1,4	2,0
Průměrná systematická chyba μ_{bias}	1	-4,0	15,3
Nejistota kalibrované stříkačky	1	2,5	6,3
Nejistota senzoru μ_{sHFOV}	1	0,3	0,1
Suma			23,6
Kombinovaná nejistota μ_{cHFOV}			4,9 ml
Rozšířena kombinovaná chyba U_{cHFOV} pro $k = 2$			9,7 ml

Obdobně stanovíme nejhorší možný odhad nejistoty pro CV:

$$\mu_{sCV} = \Delta Q_{insp} \cdot T_{insp} = 1,33 \text{ ml/s} \cdot 1,5 \text{ s} \approx 2 \text{ (ml)}. \quad (3.7)$$

Zvolíme $T_{insp} = 1,5$ s (odpovídá 15 dechům za minutu) a $Q_{insp} = 20$ l/min (odpovídá dechovému objemu 500 ml). Z kalibrační křivky zjistíme vyvolanou tlakovou diferencii a přičteme chybu senzoru $P_{dif} = 172 \pm 3,0$. Tento interval porovnáme s kalibrační křivkou a odečteme $\Delta Q_{insp} = 0,1$ l/min. Vypočteme nejhorší možný odhad nejistoty způsobené integrací signálu průtoku s nejistotou senzoru tlaku (rovnice 3.7).

Tabulka 3.4: Bilanční souhrn nejistot při aplikaci CV.

Typ nejistoty	A	μ (ml)	μ^2 (ml ²)
Průměrná směrodatná odchylka průměru	1	1,4	2,0
Průměrná systematická chyba μ_{bias}	1	-4,0	15,3
Nejistota kalibrované stříkačky	1	2,5	6,3
Nejistota senzoru μ_{sCV}	1	2	4
Suma			27,5
Kombinovaná nejistota μ_{cCV}			5,2 ml
Rozšířena kombinovaná chyba U_{cCV} pro $k = 2$			10,5 ml

3.1.2 Nejistota měření objemu s clonou 2 mm

Analogicky jako v předchozím případě stanovíme nejistotu pro clonku s průsvitem 2mm, která je využívána pro měření HFJV. Naměřené objemy systémem iMon oproti hodnotám kalibrovaných objemu jsou uvedeny v tabulce 3.5. Nejistoty použitého senzoru (HCXM050D6) pro HFJV dané výrobcem jsou uvedeny v tabulce 3.6.

Tabulka 3.5: Naměřené objemy tlakové diferenční clony s průsvitem 2 mm.

číslo měření	Nastaveno 10 ml Objem (ml)	Nastaveno 20 ml Objem (ml)	Nastaveno 50 ml Objem (ml)
1	7,80	18,03	47,54
2	8,37	18,58	48,38
3	7,81	18,77	48,00
4	7,76	18,33	47,64
5	8,05	19,26	47,36
6	7,95	18,37	47,57
7	8,07	18,76	47,76
8	8,74	18,63	47,15
9	8,35	18,77	48,00
10	8,37	18,97	48,03
Průměr	8,13	18,65	47,74
Směrodatná odchylka	0,32	0,35	0,37
Směrodatná odchylka průměru	0,10	0,11	0,12
Neznámá systematická chyba	-1,87	-1,35	-2,26

Tabulka 3.6: Nejistoty měřicího senzoru modulu iMon pro clonu o průsvitu 2 mm.

Zdroj nejistoty	Velikost nejistoty (Pa)
Offset a span μ_1	12,0
Nelinearita μ_2	10,0
Stabilita μ_3	20,0
Kombinovaná nejistota senzoru μ_{cs}	25,4

Stanovíme typické hodnoty $T_{insp} = 25$ ms (odpovídá frek. 7 Hz) a $Q_{insp} = 10$ l/min (odpovídá dechovému objemu 4,2 ml). Z kalibrační křivky stanovíme vyvolanou tlakovou diferencí a přičteme nejistotu senzoru, která činí $P_{dif} = 1790 \pm 25,4$ Pa. Zpětně stanovíme rozdíl v průtoku skutečné hodnoty od horní hraniční hodnoty $\Delta Q_{insp} = 0,06$ l/min.

Nejistotu μ_{sHFJV} stanovíme jako:

$$\mu_{sHFJV} = \Delta Q_{insp} \cdot T_{insp} = 1 \text{ ml/s} \cdot 25,4 \text{ ms} \approx 0,03 \text{ (ml)}. \quad (3.8)$$

Po stanovení nejistoty senzoru můžeme sestavit bilanční souhrn nejistot (tab. 3.7).

Tabulka 3.7: Bilanční souhrn nejistot při aplikaci HFJV.

Typ nejistoty	A	μ (ml)	μ^2 (ml ²)
Průměrná směrodatná odchylka průměru	1	0,11	0,01
Průměrná systematická chyba μ_{bias}	1	-1,83	3,34
Nejistota kalibrované stříkačky	1	1,00	1,00
Nejistota senzoru μ_{sHFJV}	1	0,03	0,00
Suma			4,35
Kombinovaná nejistota μ_{cHFJV}			2,09 ml
Rozšířena kombinovaná chyba U_{cHFJV} pro $k = 2$			4,2 ml

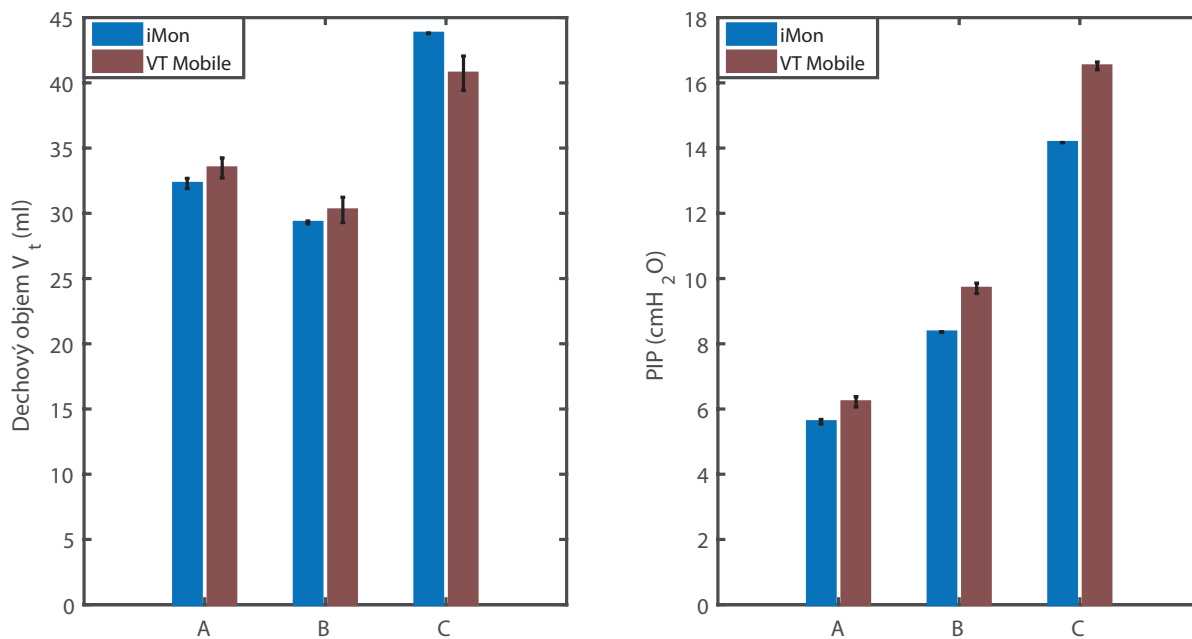
3.2 Laboratorní experiment – referenční měřidlo

3.2.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV)

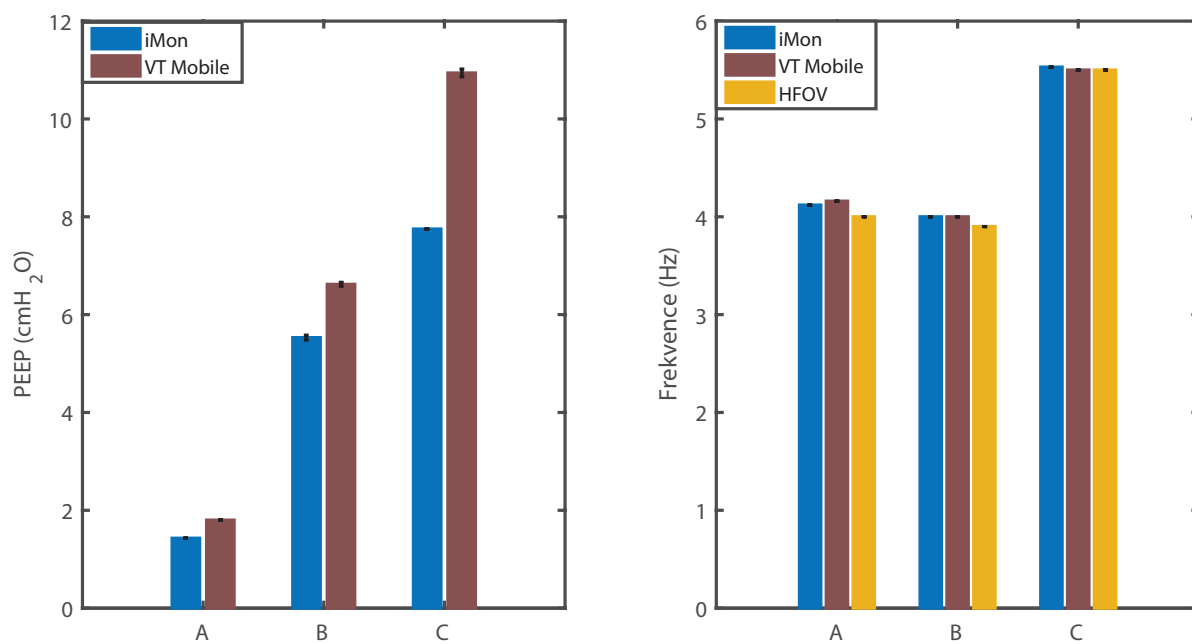
Měření probíhalo dle aparatury na obrázku 2.28. Byla stanovena tři nastavení, viz tabulka 3.8. Byly sledovány parametry dle tabulky 2.4. Pro každé nastavení proběhlo pět simultánních odečtů z měřidla Fluke VT Mobile a systému iMon. Odečty byly prováděny po jedné minutě.

Tabulka 3.8: Použitá nastavení na HFO ventilátoru Sensormedics 3100B.

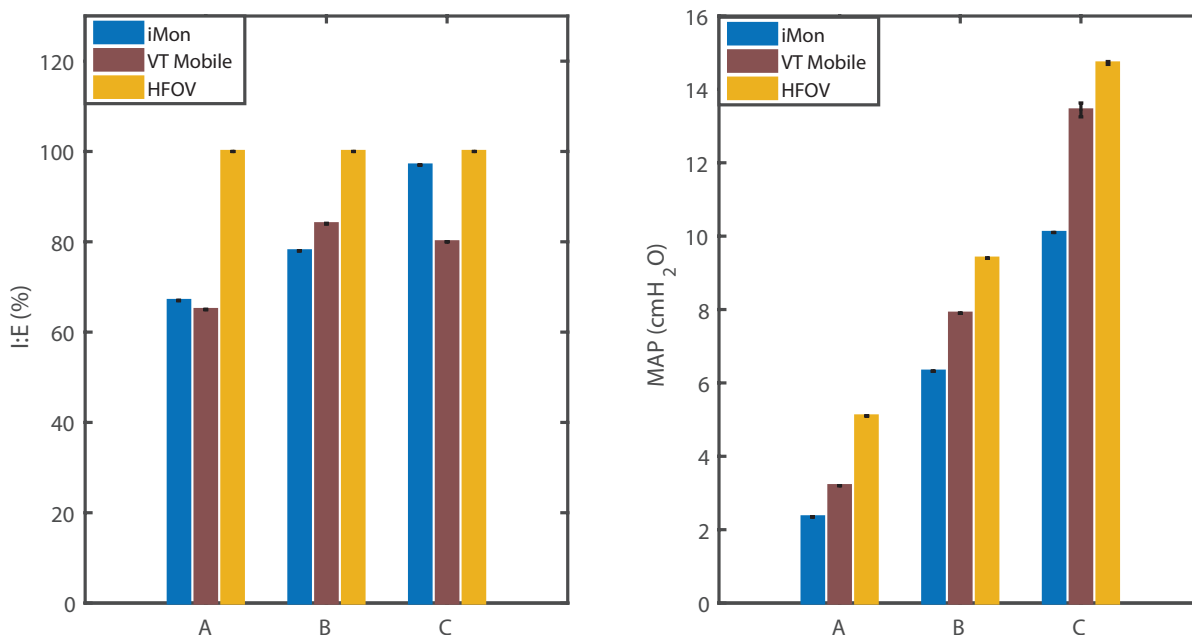
	ΔP cmH ₂ O	Bias flow (l/min)	Frekvence (Hz)	I:E	MAP cmH ₂ O
A	15	25	4	50/50	5,1
B	10	25	3,9	50/50	9,4
C	20	25	5,5	50/50	14,8



Obrázek 3.1: Naměřená data (V_t , PIP) při HFOV pro tři různá nastavení A, B, C. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření.



Obrázek 3.2: Naměřená data ($PEEP$, f) při HFOV pro tři různá nastavení A, B, C. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření. Žlutý sloupec je hodnota zobrazená ventilátorem (nemusí se jednat o nastavenou hodnotu).



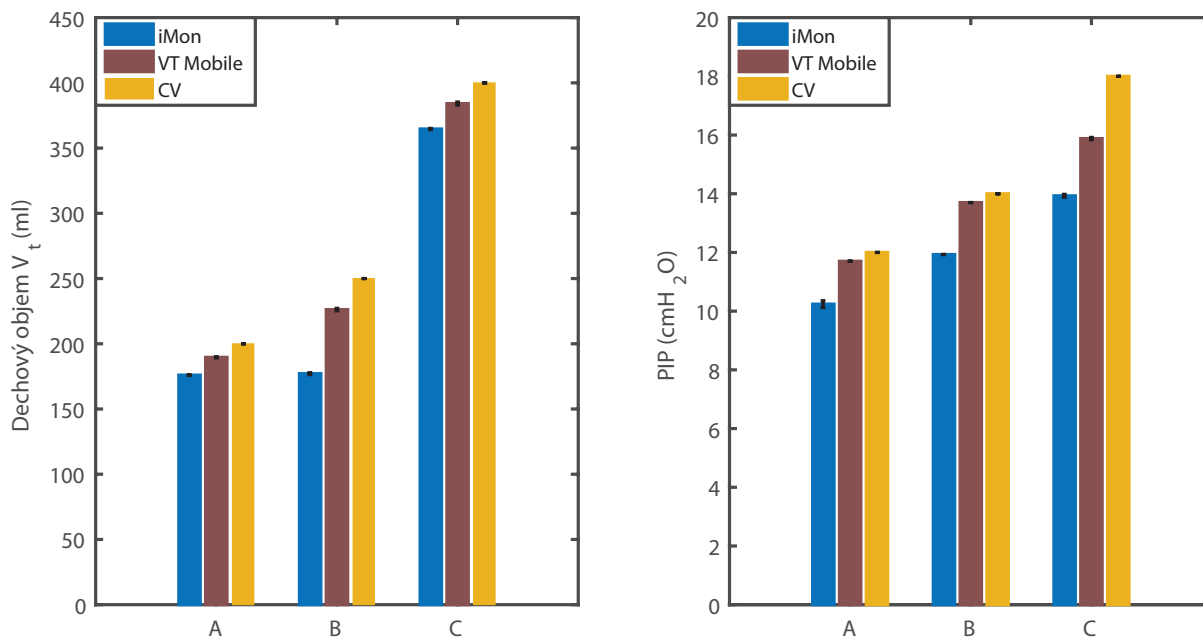
Obrázek 3.3: Naměřená data (IE , MAP) při HFOV pro tři různá nastavení A, B, C. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření. Žlutý sloupec je hodnota zobrazená ventilátorem (nemusí se jednat o nastavenou hodnotu).

3.2.2 Konvenční ventilace (CV)

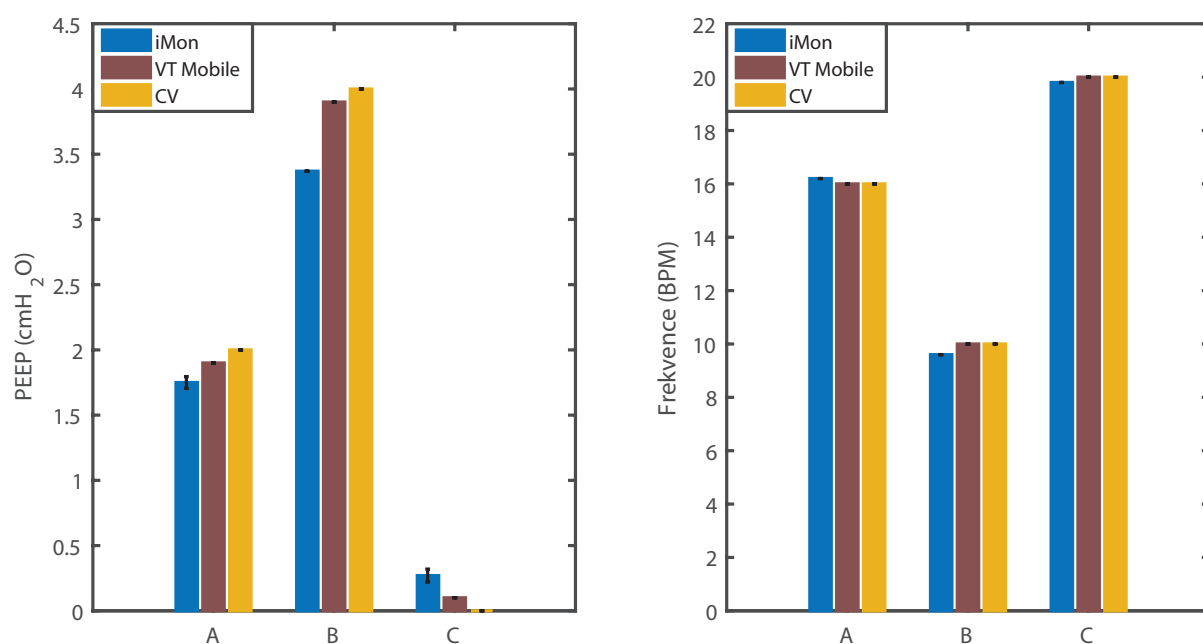
Aparatura byla sestavena obdobně jako v případě HFOV (obr. 2.28). Rozdílem byl použitý ventilátor. Místo HFOV ventilátoru byl použit konvenční ventilátor GE Healthcare Engström Carestation. Měření probíhalo pětkrát pro každé nastavení z tabulky 3.9. Odečty z jednotlivých zařízení byly prováděny po jedné minutě.

Tabulka 3.9: Použitá nastavení na konvenčním ventilátoru GE Healthcare Engström Carestation.

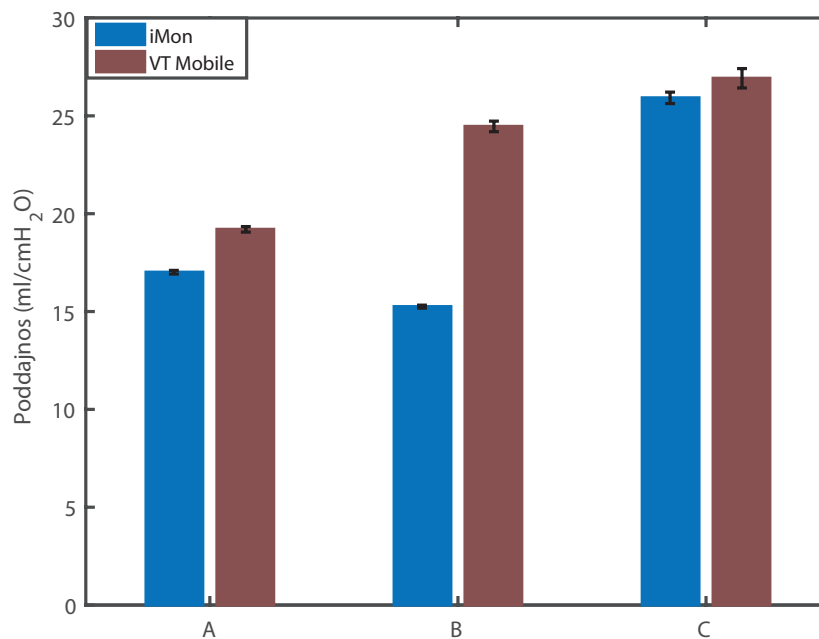
	PIP (cmH ₂ O)	VT (ml)	PEEP cmH ₂ O	Frekvence (BPM)
A	12	200	2	16
B	14	250	4	10
C	18	400	0	20



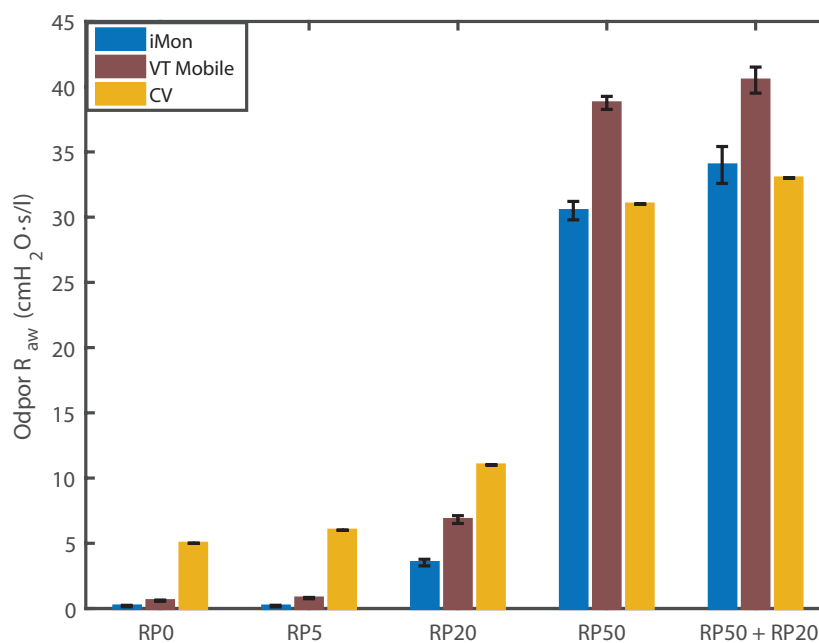
Obrázek 3.4: Naměřená data (V_t , PIP) při CV pro tři různá nastavení A, B, C. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření. Žlutý sloupec je hodnota zobrazená ventilátorem (nemusí se jednat o nastavenou hodnotu).



Obrázek 3.5: Naměřená data ($PEEP$, f) při CV pro tři různá nastavení A, B, C. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření. Žlutý sloupec je hodnota zobrazená ventilátorem (nemusí se jednat o nastavenou hodnotu).



Obrázek 3.6: Odhad poddajnosti při CV pro tři různá nastavení A, B, C. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření.



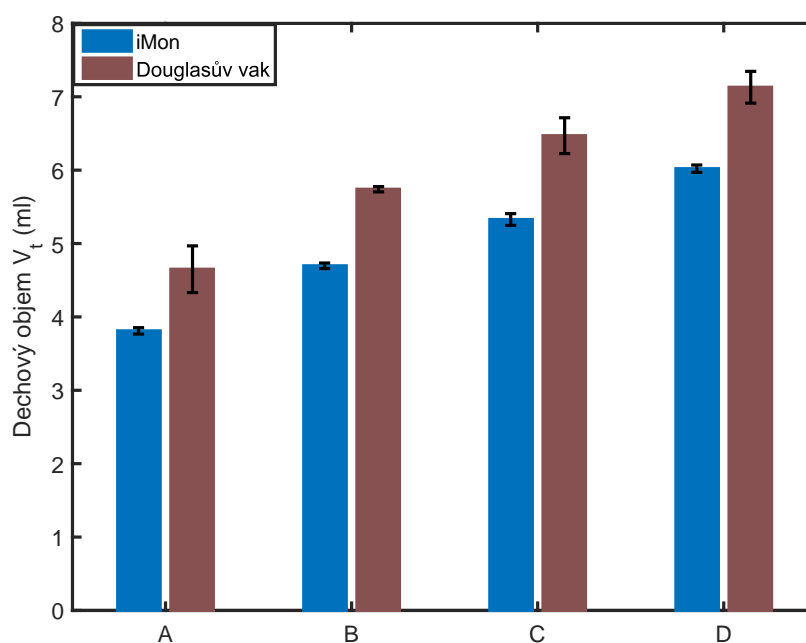
Obrázek 3.7: Odhad odporu při CV pro pět hodnot parabolických odporů. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec referenční měřidlo Fluke VT Mobile. Žlutý sloupec je hodnota zobrazená ventilátorem. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření.

3.2.3 Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV)

Měření proběhlo dle aparatury 2.29. Pro každé nastavení z tabulky 3.10 bylo měření provedeno třikrát. Odečty z jednotlivých zařízení byly prováděny po jedné minutě.

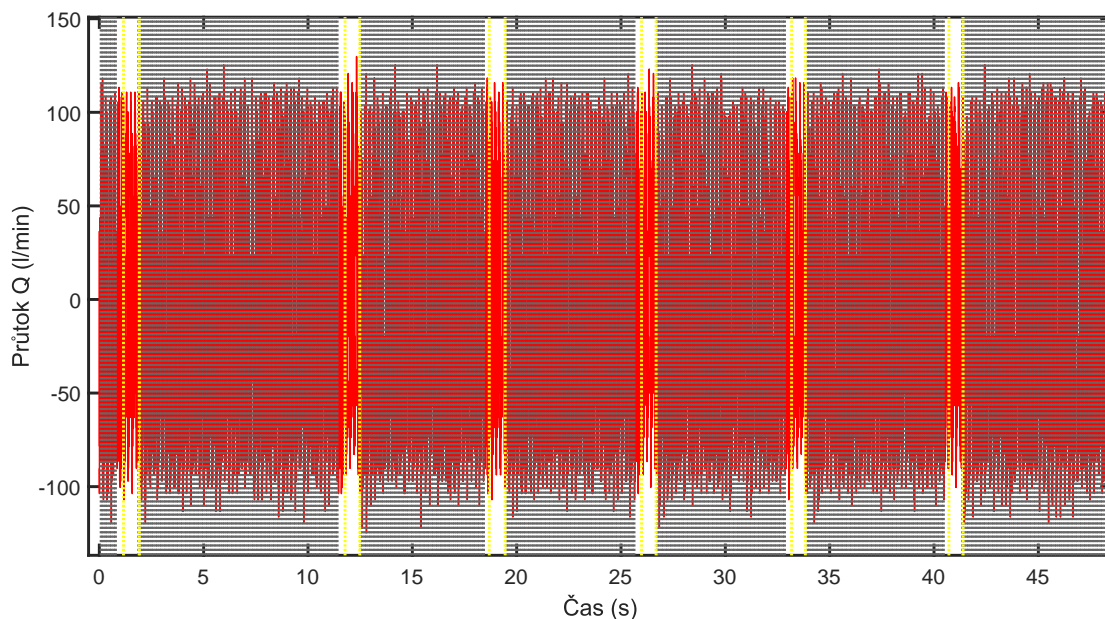
Tabulka 3.10: Použitá nastavení na HFJ ventilátoru Bunnell Lifepulse.

	PIP (cmH ₂ O)	Frekvence (BPM)	Doba ventilace vaku (min)
A	20	360	2
B	25	400	2
C	30	400	2
D	35	400	1

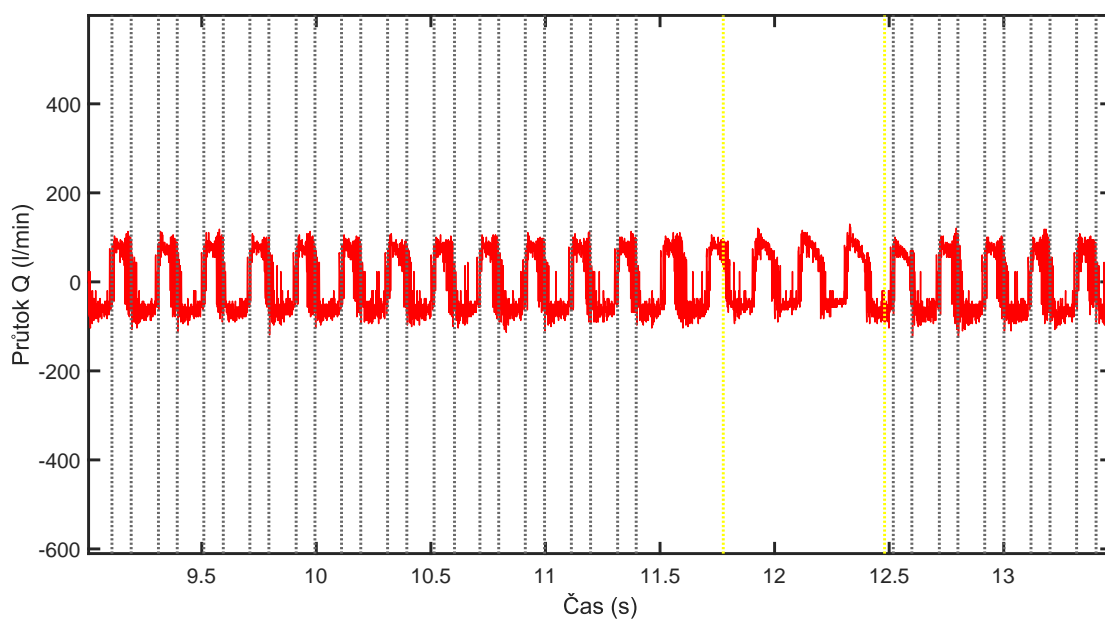


Obrázek 3.8: Dechový objem při HFJV pro čtyři různá nastavení A, B, C, D. Modrý sloupec označuje systém iMon. Hnědý sloupec vypočítané objemy z Douglasova vaku. Černě je vyznačena směrodatná odchylka měření.

3.3 Animální model



Obrázek 3.9: Signál průtoku z animálního modelu při HFOV. Černé svislé čáry segmentují signál na inspira a expiria. Žluté svislé čáry označují místa spontánního dýchání.



Obrázek 3.10: Zvětšený signál průtoku z animálního modelu při HFOV. Černé svislé čáry segmentují signál na inspira a expiria. Žluté svislé čáry označují místa spontánního dýchání. Poslední cyklus před počátkem spontánního dýchání je vyřazen, protože nemá určen konec expiria.

4 Diskuze

4.1 Zhodnocení experimentálních dat

4.1.1 Nejistota měření objemu s clonou 5 mm

Z naměřených dat simulovaných dechových objemů kalibrační stříkačkou (tab. 3.5) je patrné, že systém iMon systematicky měří méně než je skutečný dechový objem (v průměru o 4 ml). Toto může být způsobeno nepřesnou hardwarovou kalibrací, nepřesnou kalibrací clonky a nepřesností detekce a výpočtu. Nepřesnou detekci algoritmem během laboratorních měření můžeme téměř vyloučit, neboť během měření byla prováděna vizuální kontrola detekovaných cyklů. V některých případech byl zaznamenán posun detekce počátku cyklu, avšak v řádu jednotek vzorků. Rovněž použitá clona byla překalibrovaná přesným referenčním měřidlem. Jako nejpravděpodobnější vysvětlení se jeví nepřesná kalibrace vnitřních zesilovačů systému iMon. Zesilovače jsou nastaveny pomocí soustavy víceotáčkových trimrů, které svojí časovou nestabilitou mohly způsobit změnu zesílení a dekompenzaci offsetu. Tato systematická chyba je největším zdrojem nejistoty pro měření dechových objemů.

Rozšířená nejistota ($k = 2$) pro clonu s průsvitem 5 mm činí $U_{CHFOV} = 9,7$ ml a $U_{cCV} = 10,5$ ml. Nalezením zdroje systematické chyby by bylo možné snížit nejistotu měření o 34 % U_{cCV} a o 41 % U_{CHFOV} . Další zpřesnění by bylo značně problematické, protože ostatní nejistoty plynou převážně ze samotné kalibrační stříkačky. Potenciálního zlepšení je možné dosáhnout použitím přesnější metody odhadu nejistoty měřicích senzorů. Zde použitá metoda výrazně zjednodušuje její výpočet, avšak její výsledek může být nadhodnocený oproti skutečné nejistotě.

4.1.2 Nejistota měření objemu s clonou 2 mm

Podobně jako u 5 mm clony měří menší clona (2 mm) systematicky menší objemy, než jsou skutečné. Průměrná zaznamenaná systematická chyba je přibližně poloviční než v předchozím případě. Clona se připojuje k jinému senzoremu modulu než clona 5 mm, který bude mít jistě jiné odchylky od původní kalibrace.

Rozšířená nejistota ($k = 2$) pro clonu s průsvitem 2 mm činí $U_{CHFJV} = 4,2$ ml, nejvyšší podíl na nejistotě má opět systematická chyba. Jejím odstraněním by bylo teoreticky možné měřit dechové objemy s nejistotou přibližně 2 ml.

4.1.3 Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV)

Měřidlo iMon během HFOV spolehlivě zaznamenávalo dechové cykly a reagovalo podobně jako referenční měřidlo Fluke VT Mobile na změny ventilačních parametrů. Dobrých výsledků bylo dosaženo při měření dechových objemů, kdy se ve většině případů měřidlo neodchylovalo o více než 10 %. Měření frekvence ventilace (obr. 3.2 pravý) bylo přibližně shodné pro všechny tři metody. Naopak hůře než bylo očekáváno dopadlo měření tlakových parametrů. Tlakové parametry PIP, PEEP, MAP jsou zobrazeny na obrázcích: pravý 3.1, levý 3.2 a pravý 3.3. Všechny grafy mají zřetelný rostoucí trend společně s rostoucím nastavením ventilátoru. Na obrázcích je patrná přítomnost jak chyby aditivní, tak multiplikatívni. Pravděpodobně je způsobena již zmíněnou dekompenzací offsetu senzorů a posunem zesílení.

Nejistota měření objemů se zápornou systematickou chybou se propagovala všemi provedenými měřeními. Povšimněme si levého grafu naměřených dechových objemů (obr. 3.1) sloupce C. Zde je zobrazen opačný trend než bychom očekávali vzhledem k předchozím měřením. Při tomto nastavení ventilátoru jsem pozoroval, že detektor dechových cyklů v referenčním měřidle vynechává některé cykly (měřidlo signalizuje dechový cyklus pípnutím). Pokud byla zvyšována frekvence z nastavení C (5,5 Hz) dále, došlo okolo hodnoty 8,5 Hz k úplnému zastavení detekce cyklu referenčním měřidlem. Domnívám se, že při nastavení C pracuje referenční měřidlo na hranici svých garantovaných parametrů.

4.1.4 Konveční ventilace (CV)

Při měření konvenční ventilace systém iMon spolehlivě fungoval, pokud délka měřicího okna byla přibližně třikrát větší než perioda dýchání (bylo nutné zaznamenat alespoň 3 dechové cykly). Pokud byla nastavena délka okna dvakrát větší, stávalo se, že cyklus nebyl v daném okně celý a algoritmus měření vyřadil.

Výsledky měření dechových objemů se ve většině případů nelišily o více než 10 % oproti referenčnímu měřidlu a o více než 15 % oproti hodnotě ventilátoru. Tlakové parametry a frekvence vykazují stejné trendy jako v případě HFOV. Tlakové parametry mají aditivní a multiplikativní chybu a frekvence se téměř shodují mezi měřidly. Odhad poddajnosti plic (obr. 3.6) byl během měření přibližně shodný s odhadem referenčního měřidla s 10% tolerancí. Nízká hodnota ve sloupci B je způsobena nízkým naměřeným objemem.

Na obrázku 3.4 opět můžeme pozorovat systematickou chybu měření. Při nastavení ventilátoru B systém nezaznamenal nárůst objemu o 50 ml. Domnívám se, že se jedná o projev jedné ze zásadních limitací systému. Pokud si prohlédneme parametry nastavení ventilátoru B, vidíme, že hodnoty jsou poměrně nízké oproti fyziologickým. Ventilátor v tomto nastavení ventiluje nízkým průtokem a po dlouhou dobu inspiria. Nízký průtok na tlakové diferenční cloně vytváří nízký rozdíl tlaku, který v důsledku mnoha parazitních jevů může být značně zkreslený. Pokud byla frekvence nastavena na hodnotu 16 BPM, odpovídala by hodnota přibližně 50 ml nárůstu. Chybu detekce algoritmem můžeme opět téměř vyloučit, protože měření bylo vizuálně kontrolováno. Je nutné dodat, že při dalším snižování frekvence algoritmus začal selhávat.

4.1.5 Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV)

Měření dechových objemů při aplikaci HFJV je problematické a jako nejpřesnější referenční metoda byl zvolen Douglasův vak (obr. 2.29). Systém iMon oproti referenční metodě dokázal zaznamenat dechové objemy s odchylkou přibližně 20 %. I tento výsledek je však přínosný pro použití v klinické praxi, neboť doposud nebyly u HFJV dechové objemy monitorovány vůbec a pro lékaře může být mnohdy přínosnější sledování trendů, než-li absolutních čísel. Porovnání systému iMon s výpočtem objemů z objemu Douglasova

vaku je zobrazeno na obrázku 3.8. Z grafu je patrné, že systém iMon kopíruje trend referenční metody, avšak je zde opět přítomna záporná systematická chyba.

4.2 Intrapulmonální parametry

Zvolený postup výpočtu poddajnosti plic a odporu soustavy je vhodný pouze pro konvenční ventilaci. Metoda je při CV srovnatelná s referenčním měřidlem Fluke VT Mobile. Při ventilaci prováděné HFOV a HFJV nezobrazovalo měřidlo Fluke VT Mobile žádné hodnoty, rovněž hodnoty vypočtené systémem iMon nebyly relevantní vzhledem k použitým modelům plic.

4.3 Přesnost a limitace systému

V průběhu real-time ověřujících experimentů nastávaly tři případy. V prvním případě, a to zejména při HFJV a HFOV, docházelo k téměř bezchybné detekci počátku i středu cyklu. V druhém případě (hlavně při CV) algoritmus vyhodnotil počátek cyklu předčasně o jednotky procent trvání cyklu. Druhý případ nastával při nevhodném výběru korekčního algoritmu a zejména při hranatém tvaru signálu. Ve třetím případě algoritmus nenalezl žádné cykly a naměřené okno vyřadil i přesto, že okno obsahovalo dechové cykly. Tento případ nastával často při manipulaci s měřicí clonkou nebo při přenastavování ventilátoru, kdy algoritmus zaznamenal v signále náhlý artefakt.

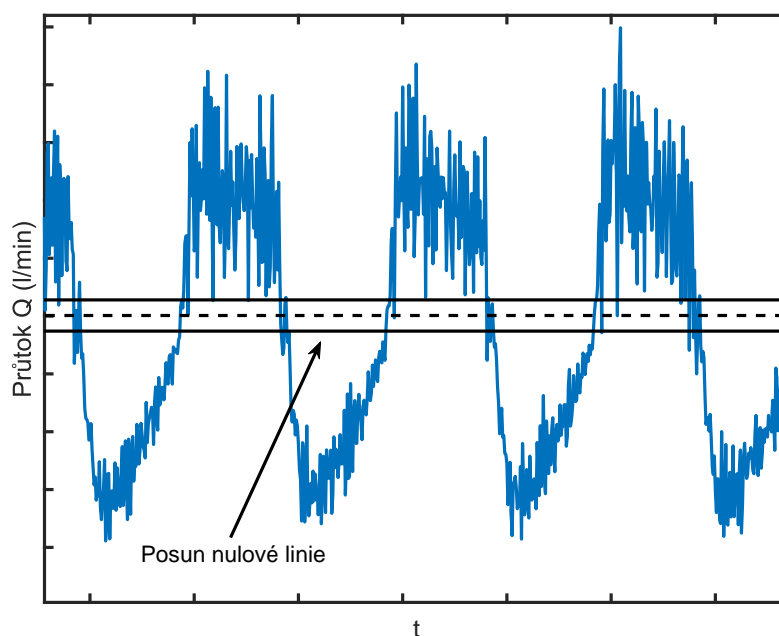
4.3.1 Posun nulové linie a zesílení

Z naměřených dat je patrné, že systém vykazuje jak chybu aditivní, tak multiplikatívni. Tyto chyby nejsou způsobeny algoritmem pro detekci a analýzu dechových cyklů, který je výsledkem této práce, protože během měření nebyly pozorovány větší odchylky v detekcích. Použití zařízení v klinické praxi, a tedy i navrženého algoritmu, je limitováno všemi slabými stránkami celého systému iMon. Navíc chyby způsobené hardwarem se propagují celým systémem a mohou být zesíleny (resp. zeslabeny) nelineární charakteristikou

tlakové diferenční clony.

Multiplikační chybu by bylo možné odstranit překalibrováním nastavení zesilovačů nebo důkladným změřením převodní charakteristiky měřidla. Multiplikační chyba nemá výrazný vliv na činnost algoritmu, ovlivňuje pouze výsledné hodnoty ventilačních parametrů.

Posun nulové linie, v kombinaci s ostatními chybami měření, ovlivňuje výrazně činnost algoritmu. Nulová linie může být posunuta ze dvou důvodů. První důvod je posun nulové hodnoty senzorů tlaku (kladný i záporný) a druhý důvod může být skutečný kladný ztrátový průtok od ventilátoru k netěsnosti v okruhu.



Obrázek 4.1: Signál průtoku z HFOV měření. Na tomto grafu je patrné, že při posunu nulové linie dojde k rozšíření nebo zkrácení inspirační části na úkor části expirační.

Signál průtoku s posunem nulové linie je zobrazen na obrázku 4.1. Posunem nulové linie se posouvá průchod nulou směrem k expiriu předchozího cyklu (kladný posun) nebo směrem k maximu inspira (záporný posun). Tímto posunem se také posune maximum energie vlnkové transformace a rovněž dojde ke zkreslení většiny korekčních algoritmů (kromě korekce signálem tlaku). V případě periodických harmonických signálů by byl

tento problém snadno řešitelný odstranění stejnosměrné složky signálu. Symetrie signálu průtoku není téměř v žádném případě experimentálních dat dodržena. Chyby měření rovněž nejsou shodné pro inspirační a expirační fáze (kladný a záporný průtok). Není tedy možné odstranit stejnosměrnou složku bez ztráty a zkreslení informací. Algoritmus odstraňuje pouze zápornou stejnosměrnou složku, neboť ta nemá fyzikální opodstatnění. Plyn nemůže být v pacientovi tvořen. Pokud je stejnosměrná složka kladná, je algoritmus odkázán na manuální nastavení nuly uživatelem.

Navrhuji upravit hardwarovou část tak, aby byl minimalizován posun nulové linie po celou dobu měření. Pro snížení posunu tvořeného zesílením by mohlo být využito stabilizovaných (auto-zero) operačních zesilovačů, které díky integrovaným vnitřním přepínačům mohou upravovat posun nuly přímo během měření. Nevýhodou ale je, že tyto přepínače zanášejí do signálu šum. Frekvenční pásmo tohoto šumu by se ale mělo pohybovat mimo užitečný signál. Druhým řešením by mohlo být vložení nulovacího obvodu, který by byl synchronizovaný s programem iMon. Mezi jednotlivými naměřenými okny by mohl program spustit tento nulovací obvod a minimalizovat tak posun nulové linie tvořený zesílením signálů. Třetí komplexnější metoda řeší jak posun zesilovačů, tak senzoru. Jedná se programovatelný operační zesilovač (PGA), který je vybaven vnitřní pamětí EEPROM, kde se uloží převodní charakteristika senzoru v závislosti na teplotě. Obvod měří teplotu přímo z odporového můstku piezorezistivního senzoru tlaku. Kalibrace těchto kompenzačních obvodů je ale komplikovaná.

4.3.2 Odchýlení tvaru signálu od mateřské vlnky

Základní principem navrženého algoritmu je hledání tvaru mateřské vlnky v naměřeném signálu. Pokud se tvary od sebe odchýlí, dojde k posunu odhadu hrubých cyklů, který však algoritmus v praxi řeší použitím korekcí. Pro znázornění vlivu tvaru signálu, který je výrazně odchýlený od vybrané mateřské vlnky, na výsledek vlnkové transformace jsem vytvořil matematický model extrémního tvaru signálu, který způsobí významný posun hrubé detekce. Model vychází z následujících předpokladů:

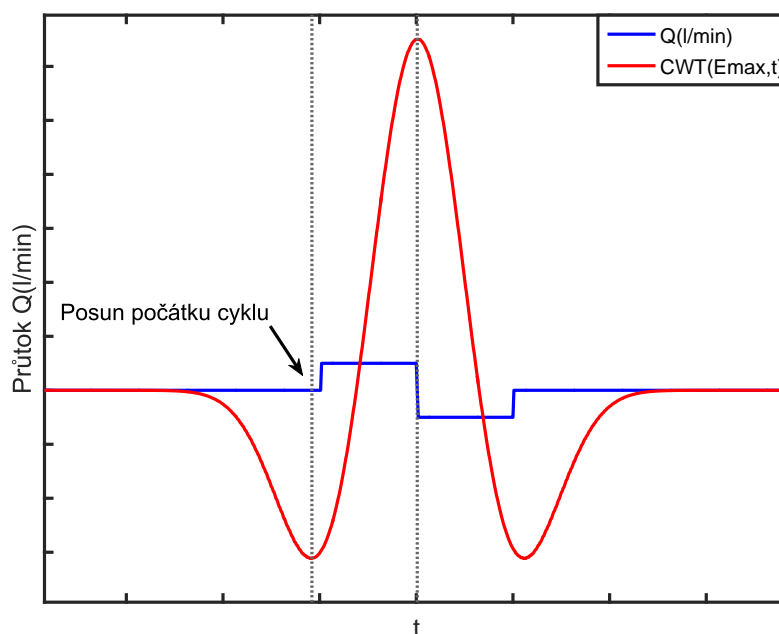
1. Integrál a střední hodnota signálu od počátku jednoho cyklu k počátku druhého cyklu je nulová.

2. Amplituda modelového signálu a trvání jeho částí vychází z experimentálních dat.

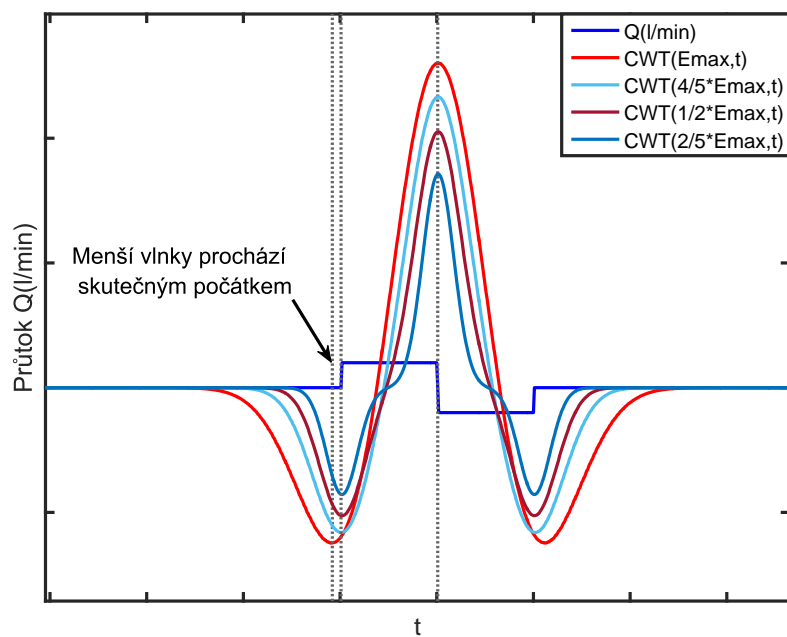
Podmínkou č. 1 je zajištěna objemová symetrie. Druhou podmínkou chceme vyloučit fyzicky nerealizovatelné situace, například nekonečně krátké inspirium apod.

Vliv hran

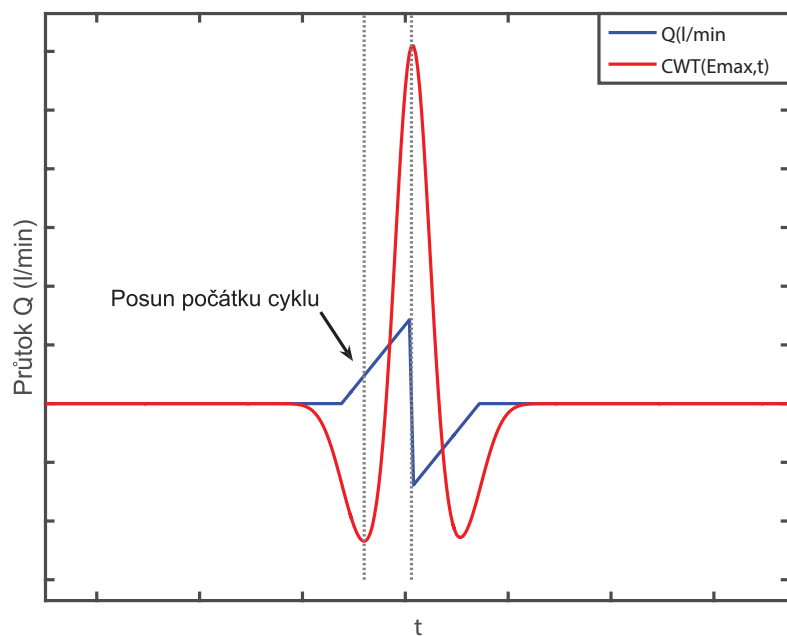
Pokud signál bude mít ostré hrany, bude s nimi vlnková transformace nakládat jako se zaoblenými. Pro správnou detekci cyklu z obrázku 4.2 by bylo vhodné využít mateřskou vlnku Haar. Chyba detekce vzniká v důsledku toho, že signál lépe koreluje s větší vlnkou, než by bylo vhodné pro správnou detekci. Algoritmus automaticky zvolí vlnku s největším podílem energie, ale ta je v tomto případě větší než délka cyklu. Posun směrem k počátku vznikne tím, že při posouvání vlnky po modelovém signálu dojde k překryvu záporné části mateřské vlnky (obr. 2.14 pravý) se zápornou částí signálu dříve, než dojde k překryvu kladné části vlnky s kladnou částí signálu.



Obrázek 4.2: Posun počátku cyklu je 5,5 % trvání osamělého cyklu



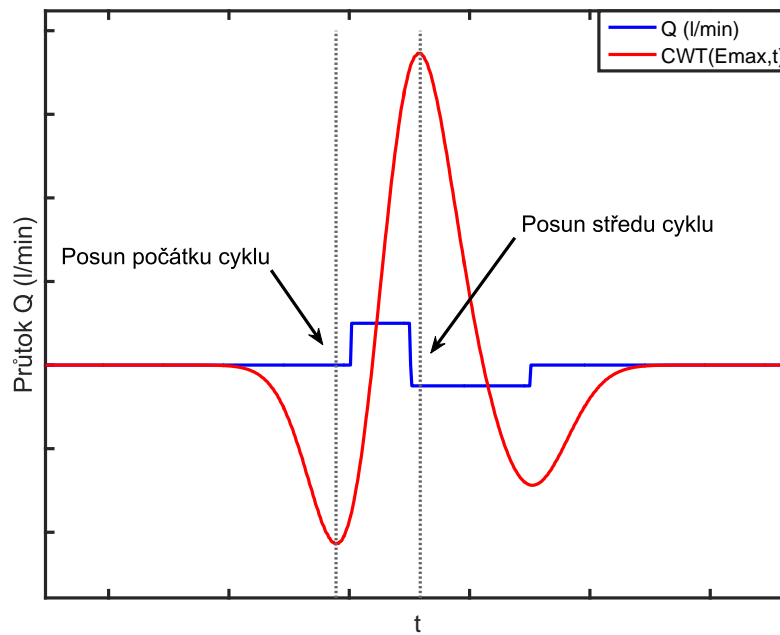
Obrázek 4.3: Posun při tomto tvaru je způsoben nevhodnou velikostí vlnky (S). Menší vlnky již spolehlivě lokalizují hranu obdélníku. Velikosti zobrazených vlnek jsou $\frac{4}{5}S$, $\frac{1}{2}S$, $\frac{2}{5}S$.



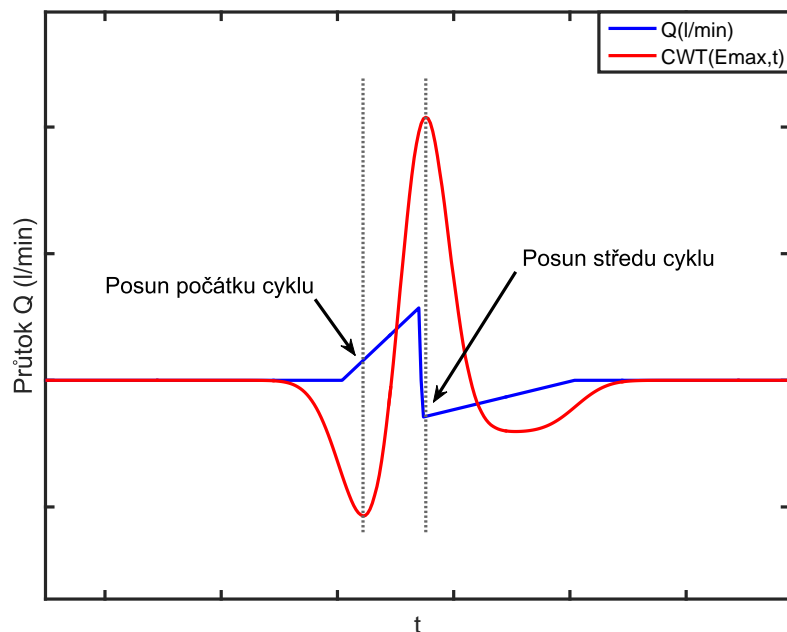
Obrázek 4.4: Posun při trojúhelníkovém tvaru je způsoben nevýraznou první hranou signálu. Zaznamenaný posun byl 15 % doby trvání osamělého cyklu.

Vliv asymetrie

Asymetrické expirium způsobí přesun energie signálu do vyšších hodnot škál vlnek, než které odpovídají inspiriu. Různě velké poměry mezi časem inspiria a expiria budou měnit zkreslení detekce. Na obrázcích 4.5 a 4.6 je zobrazeno zkreslení pro poměr 1:2.



Obrázek 4.5: Posun počátku cyklu je 8 % trvání osamělého cyklu. Posun středu signálu je 5 % trvání osamělého cyklu.



Obrázek 4.6: Posun počátku cyklu je 5 % trvání osamělého cyklu. Posun středu signálu je 1 % trvání osamělého cyklu.

4.3.3 Korekční algoritmy

Hlavní podmínka funkčnosti korekčního algoritmu využívajícího signálu tlaku je, že tlak na konci výdechu je minimální. Tato podmínka u vysokofrekvenčních režimů není vždy splněna a algoritmus nepracuje správně.

Algoritmy využívající přiblížení signálu k nule nebo jeho průchod nulou se ukázaly jako relativně spolehlivé. Největším zaznamenaným problémem je jejich citlivost na posun nulové linie at' už do záporných, nebo do kladných hodnot.

5 Závěr

Byl vytvořen algoritmus umožňující detekovat dechové cykly, vypočítat ventilační parametry a určit odhad mechanických a intrapulmonálních parametrů pro spontánní dýchání, konvenční i vysokofrekvenční ventilační režimy. Algoritmus využívá vlnkové transformace, která umožňuje robustní detekci dechového cyklu i v zašuměném signálu. Analýzou časové a frekvenční oblasti simultánně dokáže algoritmus rozlišit přítomnost vícero zdrojů signálu a lokalizovat spontánní dechy pacienta během umělé plicní ventilace.

Algoritmus byl vytvořen v prostředí Matlab a implementován do stávajícího programu iMon v jazyce C#. Algoritmus v prostředí Matlab je zaměřen na offline analýzu již naměřených dat, zatímco v systému iMon se algoritmus s výhodou použije v režimu real-time.

Návrh a tvorba algoritmu probíhala na základě nasbíraných dat z řady experimentálních měření, která byla zrealizována v laboratorních podmínkách. Dále byly provedeny ověřující experimenty na laboratorních a animálních modelech, které otestovaly funkčnost algoritmu. Algoritmus určuje dechové objemy s odchylkou nepřevyšující 10 % u konvenční a vysokofrekvenční oscilační ventilace oproti referenčnímu měřidlu Fluke VT Mobile a 20 % u vysokofrekvenční tryskové ventilace oproti referenční metodě využívající Douglasův vak. Trendy zachycuje systém iMon ve shodě s referenčním měřidlem a metodou.

Z experimentálních dat byly také stanoveny rozšířené kombinované nejistoty ($k = 2$) pro dvě diferenční clony systému iMon. Pro clonu s průsvitem 5 mm byla stanovena nejistota pro dva typy ventilace, pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci $U_{cHFOV} = 9,7$ ml a pro konvenční ventilaci $U_{cCV} = 10,5$ ml. Pro clonu s průsvitem 2 mm byla stanovena nejistota pouze pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci, neboť tato clona se při jiných typech ventilace nevyužívá, a to jako $U_{cHFJV} = 4,2$ ml.

Algoritmus pro detekci a analýzu dechových cyklů uceluje systém iMon a rozšiřuje oblast jeho možného využití, která byla nyní omezena na experimentální praxi, do praxe klinické. Uživatelské rozhraní umožňuje monitorování ventilačních parametrů (zejména dechových objemů) a odhad parametrů mechanických a intrapulmonálních, což poskytuje lékařům zpětnou vazbu o probíhající ventilaci.

Seznam použitých zdrojů

- [1] Ricard, J.-D., Dreyfuss, D., Saumon, G., *Ventilator-induced lung injury* European Respiratory Journal, 2003.
- [2] Roubík, K., Páchl, J., *The importance of tidal volume and its monitoring during high-frequency ventilation* Anest. intenziv. Med., no. 1, strany 18–24, 2009.
- [3] Matějka, J., Roubík, K., *Advance monitoring system for conventional and high frequency ventilation* Lékař a Technika, vol. Volume 38, no. 2, strany 164–167, 2008.
- [4] Stachow, R., *High-Frequency Ventilation – Basics and Practical Applications*. Dräger, 1995.
- [5] Bustamante, C., Duque, S., A.Orozco-Duque, aj., *ECG Delineation and Ischemic ST-Segment Detection Based in Wavelet Transform and Support Vector Machines in Pan American health care exchanges, conference*, (Medellin, Colombia), 2013.
- [6] Chen, D., Wan, S., Bao, F. S., *EEG-based seizure detection using discrete wavelet transform through full-level decomposition in Bioinformatics and Biomedicine (BIBM), 2015 IEEE International Conference*, strany 1596–1602, 11 2015.
- [7] Tang, Y. Y., Wickerhauser, V., Yuen, P. C., aj., *Wavelet analysis and its applications*. Springer, 2001, ISBN 3-540-43034-2.
- [8] Webster, D. J. G., ed., *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ch. High frequency ventilation. Wiley-interscience publication, 2010, ISBN 9780471732877.

- [9] Rao, R. M., Bopardikar, A. S., *Wavelet transform, Introduction to theory and applications*. Addison-Wesley, 1998, ISBN 0-201-63463-5.
- [10] National Instruments, *NI USB-6008/6009*, dostupné online z <<http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>>, 2015.
- [11] Listík, V., *Algoritmy pro zpracování signálů v respirační péči* Bachelor's thesis, ČVUT FBMI, 2013.
- [12] Ráfl, J., *Optimalizace umělé plicní ventilace*. PhD thesis, ČVUT FBMI, 2015.
- [13] Debnath, L., ed., *Wavelet transform and time-frequency signal analysis*. Birkhäuser, 2000, ISBN 0-8176-4104-1.
- [14] Tang, Y. Y., *Document analysis and recognition with wavelet and fractal theories*. World scientific, 2012, ISBN 978-981-4401-00-5.
- [15] Tan, L., *Digital signal processing - fundamentals and applications*. Academic press Elsevier, 2008, ISBN 978-0-12-374090-8.
- [16] Webster, D. J. G., ed., *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ch. Ventilatory monitoring. Wiley-interscience publication, 2010, ISBN 9780471732877.
- [17] Bates, J. H. T., *Lung Mechanics - An inverse modeling approach*. Cambridge University Press, 2009, ISBN 978-0-521-50960-2.
- [18] Iotti, G. A., Braschi, A., *Measurements of respiratory mechanics during mechanical ventilation*. Hamilton Medical, 1999, ISBN 3-9521865-0-3.
- [19] Lucangelo, U., Bernabe, F., Blanch, L., *Respiratory mechanics derived from signals in the ventilator circuit* Respiratory Care, vol. 50, 1 2005.
- [20] Bartoš, V., Budina, M., Friedecký, B., aj., *Doporučení k výpočtu nejistot kvantitativních výsledků měření v klinických laboratořích*, dostupné online z <http://www.sekk.cz/infoservis/2014_nejistoty_doporuceni.pdf>, 2014.
- [21] Hans Rudolph, Cole Parkway 8325 Kansas, *Calibration syringes datasheet*, dostupné online z <<http://www.rudolphkc.com/>>, 2013.

- [22] SensorTechnics, *HCX series*, 2007.
- [23] Hässelbarth, W., *Pokyn pro vyhodnocení nejistoty měření výsledků kvantitativních zkoušek*. Eurolab, Rue Gaston Boissier Paris, dostupné online z <http://www.4e.cz/>, 2006.

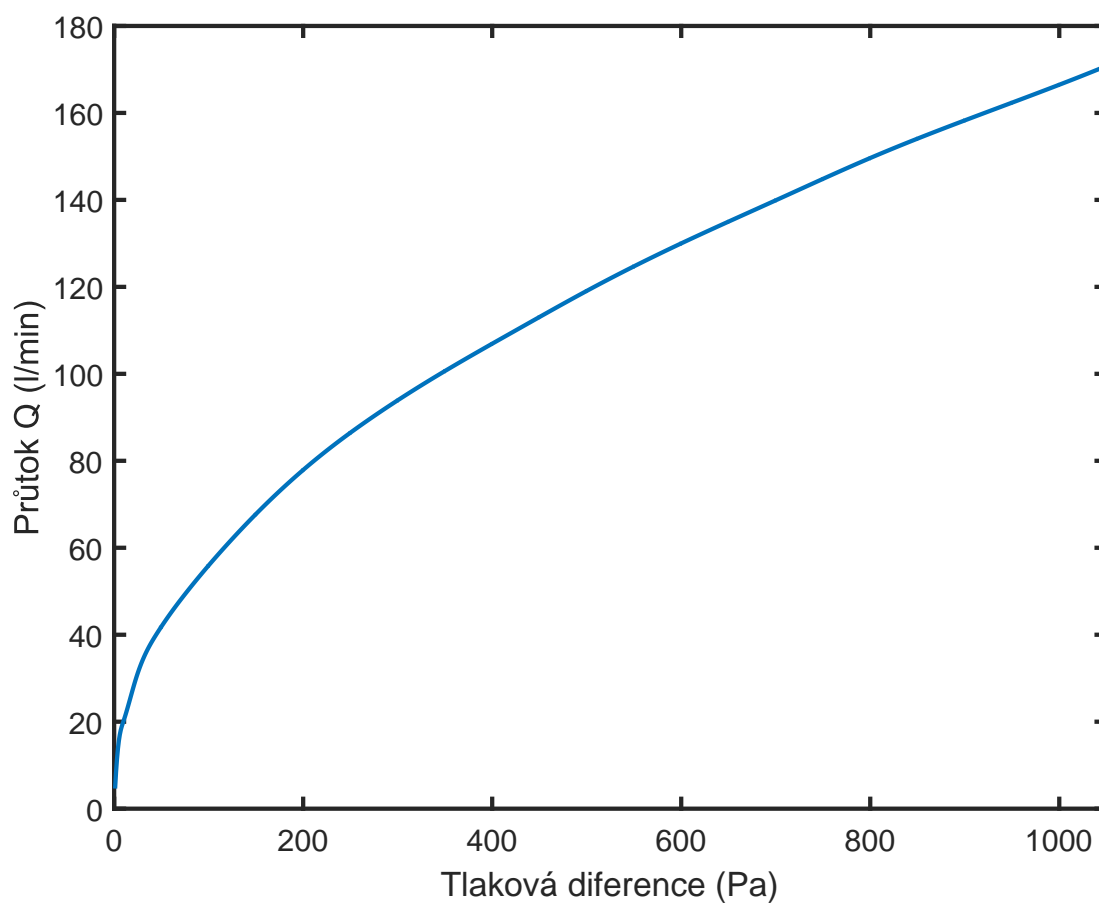
Přílohy

A Obsah CD

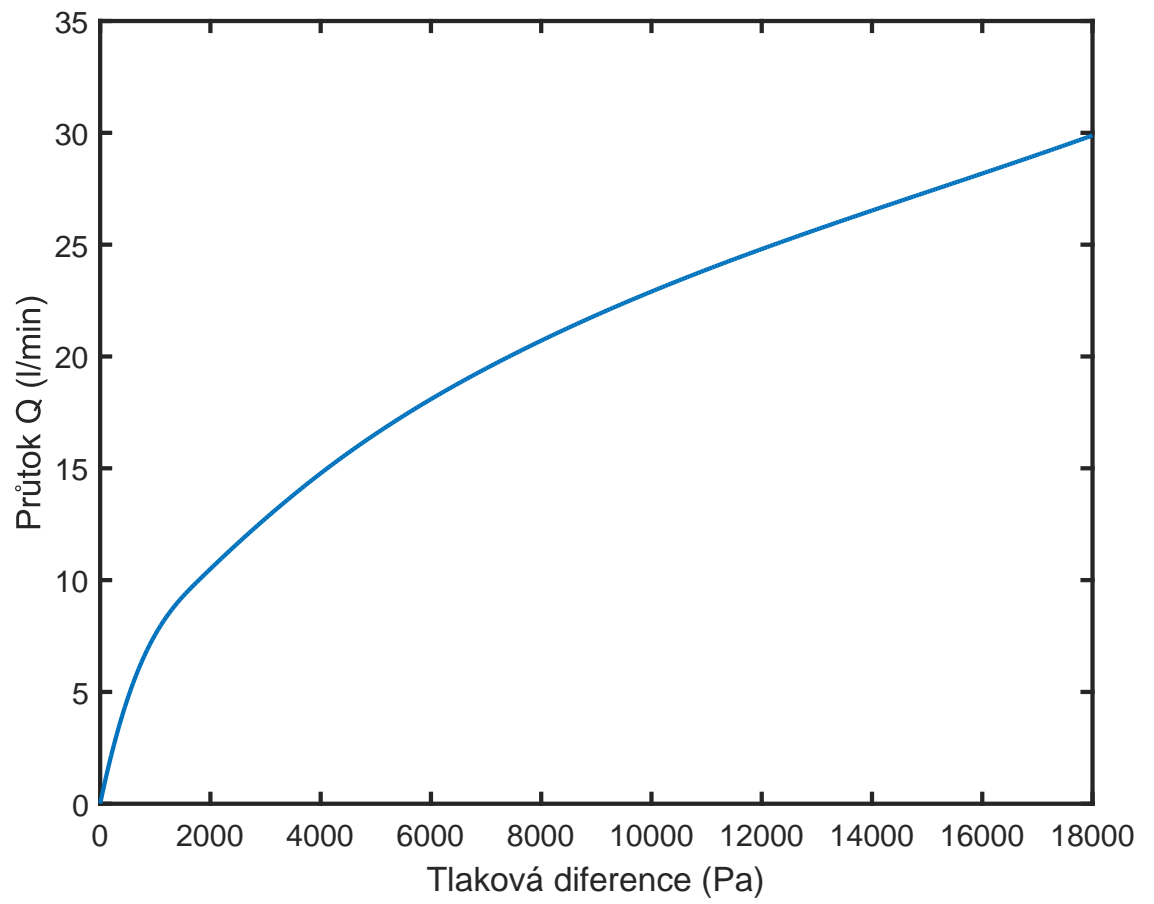
CD obsahuje:

- Klíčová slova (pdf)
- Abstrakt česky (pdf)
- Abstrakt anglicky (pdf)
- Zadání diplomové práce (pdf)
- Kompletní diplomová práce (pdf)
- Algoritmus Matlab (zip)
- Knihovna C# (zip)
- Program iMon (zip)
- Příspěvek na konferenci Seminář biomedicínského inženýrství 2016 (pdf)

B Kalibrační křivky

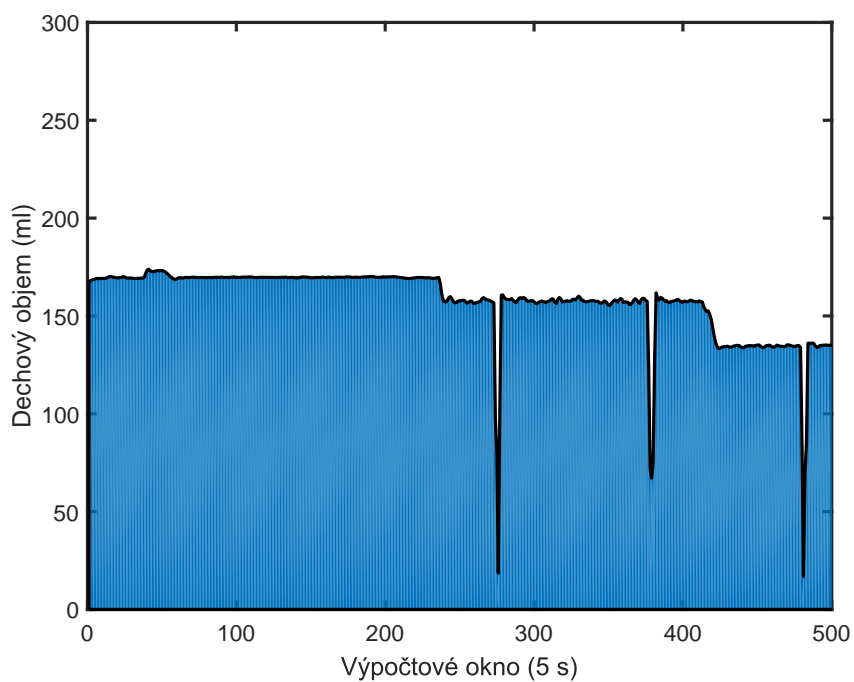


Obrázek B.1: Kalibrační křivka tlakové diferenční clony s průsvitem 5 mm.

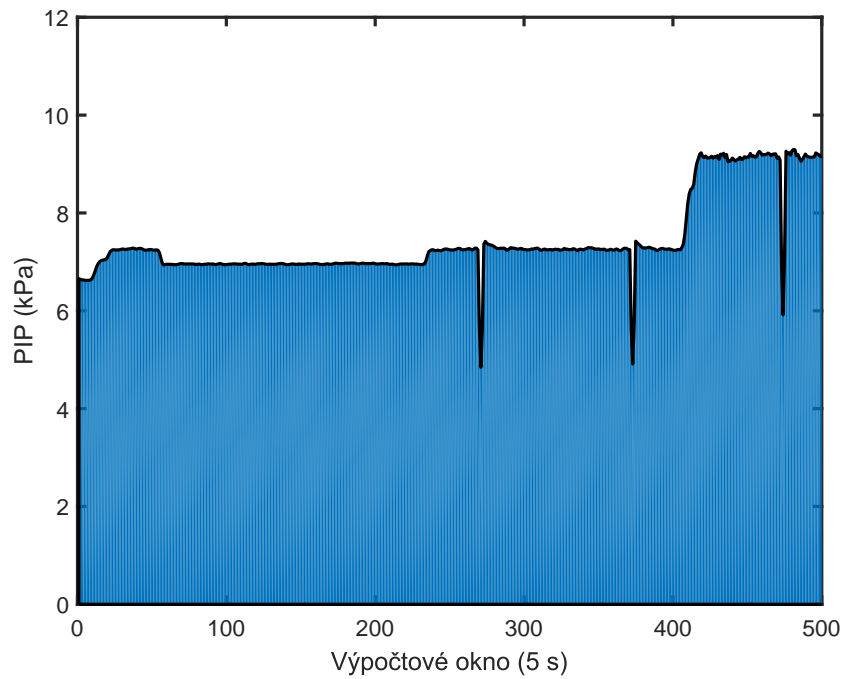


Obrázek B.2: Kalibrační křivka tlakové diferenční clony s průsvitem 2 mm.

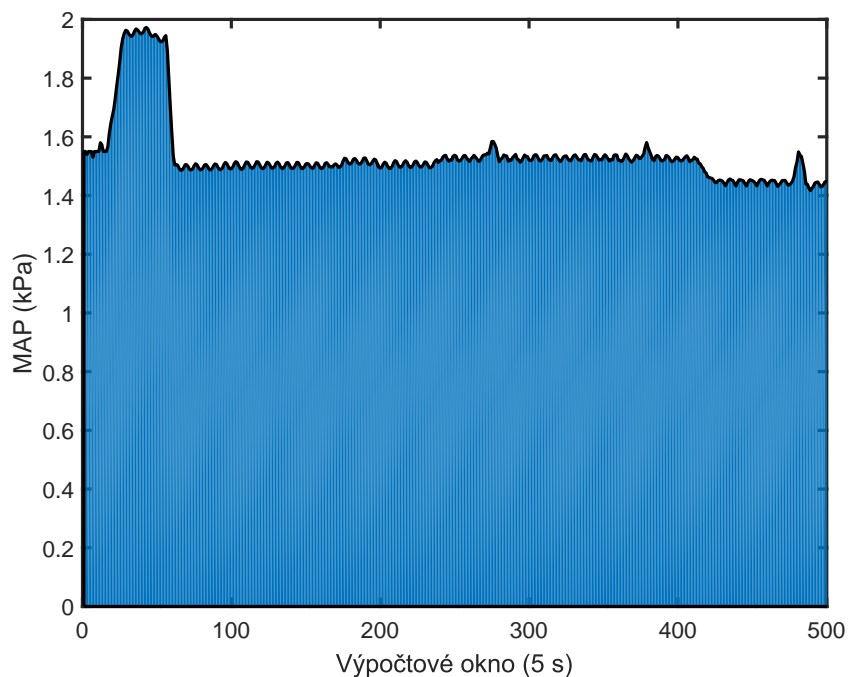
C Animální model



Obrázek C.1: Naměřené dechové objemy animálního modelu při HFOV. Ostré propady jsou místa přerušení ventilace (až několik desítek sekund). Naměřená okna v těchto pauzách byla automaticky vyřazena.



Obrázek C.2: Naměřený špičkový tlak animálního modelu při HFOV. Ostré propady jsou místa přerušení ventilace (až několik desítek sekund). Naměřená okna v těchto pauzách byla automaticky vyřazena.



Obrázek C.3: Naměřený střední tlak v dýchacích cestách animálního modelu při HFOV. Ostré špičky jsou místa přerušení ventilace (až několik desítek sekund). Naměřená okna v těchto pauzách byla automaticky vyřazena.