



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Experimentální senzor průtoku pro neonatologickou HFJV**

**Experimental flow sensor for neonatological HFJV**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

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

**Bc. Eva Jelínková**

---

**Kladno 2020**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Jelínková** Jméno: **Eva** Osobní číslo: **474936**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Experimentální senzor průtoku pro neonatologickou HFJV**

Název diplomové práce anglicky:

**Experimental Flow Sensor for neonatal HFJV**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte prototyp experimentálního senzoru průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci systému typu Bunnell používanou na neonatologických jednotkách intenzivní péče. Senzor musí zajistit měření průtoku plynu v expirační části ventilačního okruhu. Pro senzor průtoku navrhněte a realizujte HW i SW pro měření průtoku plynu a pro rozpoznání směru proudění. Otestujte funkčnost real zvaného řešení a zjistěte závislost mezi průtokem a parametry plicní mechaniky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Roubík, K., Krejzl, J., Zábrodský, V. Real Time Monitoring and Evaluation System for High Frequency Ventilation, ed. 1, Proceedings of the 8th International IMEKO Conference on Measurement in Clinical Medicine, 1998, 19-22 s., ISBN 953-6037-26-2
- [3] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Petr Kudrna, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

**doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.**

Datum zadání diplomové práce: **10.02.2020**

Platnost zadání diplomové práce: **19.09.2021**



prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.  
podp.s vedoucí(ho) katedry



prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Experimentální senzor průtoku pro neonatologickou HFJV“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně dne 21.05.2020

.....

Bc. Eva Jelínková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych na tomto místě využila možnosti poděkovat vedoucímu této práce, Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D., za ochotu, věcné připomínky a veškerý čas, který mi věnoval. V neposlední řadě děkuji mé rodině za veškerou podporu, které se mi dostávalo po celou dobu mého studia.

## **ABSTRAKT**

### **Experimentální senzor průtoku pro neonatologickou HFJV**

Řada vysokofrekvenčních ventilátorů je v dnešní době již výrobcí dodávána se senzory pro měření průtoku a následnou možností výpočtu dechových objemů. Jedná se však o ventilátory oscilační, zatímco tryskové ventilátory jimi stále opatřeny nejsou. Nemožnost získání informace o dechovém objemu komplikuje nastavení potřebných parametrů tryskového ventilátoru a následně samotné vedení ventilace. Tato diplomová práce se zabývá návrhem a realizací prototypu senzoru průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci systému typu Bunnell používanou na neonatologických jednotkách intenzivní péče. Za účelem realizace měření byl vytvořen vhodný HW i SW. Byly otestovány tři komerčně dostupné senzory (Fluke – low flow, Pedi-Lite, iFlow 40 S) a na základě získaných poznatků byl vytvořen senzor experimentální. Jeho návrh proběhl v prostředí SolidWorks a následně byl vytištěn pomocí 3D tiskárny. Senzor se ukázal jako nevhodný pro použití u vysokofrekvenční tryskové ventilace, především kvůli materiálu a tvaru obstrukce. 3D tisk vytváří nerovné povrchy, které v kombinaci s ostrou obstrukcí způsobují nežádoucí turbulentní proudění v senzoru. Na základě zjištěných poznatků byl navržen nový senzor se zaoblenou obstrukcí a doporučení pro alternativní výrobní postupy.

### **Klíčová slova**

Dechový objem, diferenční senzor tlaku, HFJV, měření průtoku.

## **ABSTRACT**

### **Experimental flow sensor for neonatological HFJV**

Many of high-frequency ventilators are these days supplied by the manufacturer already with sensors for measuring flow and the subsequent possibility of calculating tidal volumes. However, these are oscillatory ventilators, while jet ventilators are still not equipped with them. The impossibility of obtaining information on tidal volume complicates the setting of the necessary parameters of the jet ventilator and subsequently the ventilation line itself. This diploma thesis is focused on design and implementation of a prototype flow sensor for high-frequency jet ventilation Bunnell used at neonatological intensive care units. To accomplish the measurements, a suitable HW and SW were created. Three commercially available sensors (Fluke - low flow, Pedi-Lite, iFlow 40 S) were tested and an experimental sensor was created based on the acquired knowledge. Its design was implemented in SolidWorks environment and was subsequently printed using a 3D printer. The sensor was proven unsuitable for use in high-frequency jet ventilation, mainly due to the material and shape of the obstruction. 3D printing creates uneven surfaces which, in combination with sharp obstruction, cause unwanted turbulent flow in the sensor. Based on the new findings, a new sensor with a rounded obstruction was designed and recommendations for alternative production processes.

### **Keywords**

Tidal volume, differential pressure sensor, HFJV, flow measurement.

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk.....</b>	<b>9</b>
<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>11</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>	<b>14</b>
<b>1 Úvod.....</b>	<b>15</b>
<b>2 Přehled současného stavu .....</b>	<b>17</b>
2.1 Umělá plicní ventilace.....	17
2.2 Extrémně nezralí novorozenci.....	17
2.3 Ventilační režimy .....	18
2.4 Vysokofrekvenční trysková ventilace .....	20
2.4.1 Transport ventilační směsi v průběhu HFJV .....	21
2.5 Systém Bunnell .....	22
2.5.1 Adaptér Life Port .....	23
2.5.2 Měření průtoku ve ventilačním okruhu HFJV Bunnell.....	23
<b>3 Senzory průtoku .....</b>	<b>25</b>
3.1 Průtokoměry s měřením rozdílů tlaků.....	26
3.2 Lineární odporový pneumotachograf .....	27
3.3 Termické anemometry typu hot-wire .....	27
3.4 Ultrazvukové anemometry .....	29
<b>4 Cíle práce.....</b>	<b>30</b>
<b>5 Metody a použité vybavení .....</b>	<b>32</b>
5.1 Měřidlo tlakových signálů iMON .....	32
5.2 Stanovení rozsahu průtoků a tlaků .....	33
5.3 Návrh HW a SW pro záznam tlakové diference .....	34

5.4	Uspořádání měřícího okruhu .....	35
5.5	Nastavení přístrojů při experimentu .....	36
5.6	Měření charakteristik tlakových diferenčních senzorů .....	37
5.7	Návrh experimentálního senzoru .....	39
5.8	Optimalizace Life Port armatury .....	39
<b>6</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>40</b>
6.1	HW a SW pro záznam tlakové diference .....	40
6.2	Navržený experimentální senzor .....	42
6.3	Optimalizovaná armatura Life Port.....	43
6.4	Charakteristiky průtok – tlak.....	44
6.5	Průběh napěťového signálu .....	46
6.7	Průtok a identifikace dechových objemů .....	55
<b>7</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>57</b>
7.1	Komerčně dostupné senzory průtoků .....	58
7.2	Experimentální senzor průtoků .....	59
7.3	Srovnání proměřených senzorů průtoků .....	62
<b>8</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>64</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>66</b>
	<b>Seznam příloh.....</b>	<b>69</b>



## Seznam symbolů a zkratk

### Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$\Delta p$	cmH <sub>2</sub> O	diferenční tlak
FiO <sub>2</sub>	-	frakce kyslíku
Q	L/min	průtok
R <sub>P</sub>	cmH <sub>2</sub> O · s/L	průtočný odpor
t <sub>i</sub>	s	inspirační čas
V <sub>D</sub>	mL	mrtvý objem respirační soustavy
V <sub>T CELK</sub>	mL	celkový dechový objem
V <sub>TE</sub>	mL	expirační dechový objem

Pozn. Pro označení jednotky objemu je využíván znak L, aby nedošlo k záměně s jinými znaky.

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
bpm	počet dechů za minutu (breaths per minute)
CPAP/PS	režimu tlakové podpory (continuous positive airway pressure / pressure support)
CLD	chronická plicní choroba (chronic lung disease)
CV	konvenční mechanická ventilace (conventional ventilation)
ETC	endotracheální kanyla (endotracheal cannula)
FP	Fleischův pneumotachograf
HFJV	vysokofrekvenční trysková ventilace (high frequency jet ventilation)
HFOV	vysokofrekvenční oscilační ventilace (high frequency oscillatory ventilation)
HFV	vysokofrekvenční ventilace (high frequency ventilation)
MAP	střední alveolární tlak (mean alveolar pressure)
MV	mechanická ventilace (mechanical ventilation)
OI	index kyslíku (oxygen index)
PEEP	pozitivní přetlak na konci výdechu (peak end-expiratory pressure)
PIE	plicní intersticiální emfyzém
PIP	špičkový inspirační tlak (peak inspiratory pressure)
PSV	tlakově řízená ventilace (pressure support ventilation)
RMSE	střední kvadratická chyba (root mean square error)
VG	garance dodaného objemu (volume guarantee)

## Seznam obrázků

2.1	Jednotlivé fáze vývoje plic .....	18
2.2	Průběhy ventilačních režimů CV, HFOV a HFJV .....	19
2.3	Schéma transportu plynu dýchacími cestami při HFJV .....	21
2.4	Schéma uspořádání tryskového a konvenčního ventilátoru .....	22
2.5	Řez Life Port adaptérem .....	23
2.6	Uvažované oblasti měření průtoku ventilační směsi u přístroje Life Pulse ...	24
3.1	Veličiny uvažované při návrh senzoru průtoku pro MV .....	25
3.2	Clona .....	26
3.3	Venturiho trubice .....	26
3.4	Fleischův pneumotachograf .....	27
3.5	Obousměrné řešení anemometru založené na třech drátcích .....	28
3.6	Obousměrný anemometr složený ze dvou žhavených drátků a sítky .....	28
3.7	Ultrazvukový snímač průtoku založený na měření doby průchodu vlny .....	29
5.1	Experimentální měřicí systém iMON .....	32
5.2	Monitor ventilačních parametrů Florian Neonatal RFM .....	33
5.3	Měřicí okruh pro stanovení rozsahu tlaků .....	34
5.4	Blokové schéma měřicí linky pro záznam tlakové diference vznikající na průtokovém senzoru .....	35
5.5	Laboratorní okruh pro realizaci experimentu .....	36
5.6	Senzor Fluke – low flow .....	37
5.7	Senzor Pedi-Lite .....	38
5.8	Senzor iFlow 40 S .....	38
5.9	Obstrukce v navrženém průtokoměru .....	39
6.1	Schéma zapojení měřicí linky – horní část .....	40
6.2	Schéma zapojení měřicí linky – dolní část .....	41
6.3	Foto linky pro měření tlakové diference .....	41
6.4	Blokové schéma programu pro záznam tlakové diference na průtokovém senzoru v prostředí LabView .....	42
6.5	Dynamické okno po spuštění programu .....	42
6.6	Navržený průtokový senzor, senzor společně s navrženou Y spojkou .....	43

6.7	Realizovaný průtokový senzor a Y spojka .....	43
6.8	Optimalizovaná armatura Life Port v porovnání se standardní armaturou ....	44
6.9	Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Fluke – low flow v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	47
6.10	Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Fluke – low flow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	47
6.11	Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Pedi-Lite v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	48
6.12	Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Pedi-Lite v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	48
6.13	Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru iFlow v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	49
6.14	Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru iFlow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	49
6.15	Průběh napětí v závislosti na čase u experimentálního senzoru v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	50
6.16	Průběh napětí v závislosti na čase u experimentálního senzoru v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	50
6.17	Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Fluke – low flow v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	51
6.18	Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Fluke – low flow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	51
6.19	Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Pedi-Lite v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	52
6.20	Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Pedi-Lite v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	52
6.21	Amplitudové frekvenční spektrum senzoru iFlow v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	53
6.22	Amplitudové frekvenční spektrum senzoru iFlow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	53
6.23	Amplitudové frekvenční spektrum experimentálního senzoru v kombinaci se standardní armaturou Life Port .....	54

6.24	Amplitudové frekvenční spektrum experimentálního senzoru v kombinaci s upravenou armaturou Life Port .....	54
7.1	Turbulentní proudění vznikající na překážce s ostrými hranami, zaoblená překážka bez vzniku turbulentního proudění .....	60
7.2	Vyčištěný senzor průtoku .....	61
8.1	Upravený navržený senzor průtoku, upravená obstrukce .....	65

## Seznam tabulek

4.1	Souhrn vlastností diskutovaných senzorů průtoku .....	30
5.1	Kombinace nastavovaných parametrů na HFJV ventilátoru – frekvence a PIP .....	37
6.1	Statistické zpracování dechových objemů senzoru Fluke .....	55
6.2	Statistické zpracování dechových objemů experimentálního senzoru .....	56
7.1	Celková délka a $V_D$ jednotlivých senzorů .....	62

# 1 Úvod

Jedním z hlavních pilířů intenzivní péče v pediatrii a neonatologii je bezpečné zajištění ventilace plic pacienta dosahované mechanickou ventilací (MV, mechanical ventilation). Ačkoli je to život zachraňující postup, existují důkazy, že konvenční mechanická ventilace (CV, conventional ventilation) může zhoršovat plicní funkci a přispívat k rozvoji vícečetné orgánové dysfunkce ve snaze zaručit normální výměnu plynů během akutního respiračního selhání. [1] Dostupnost nových způsobů MV, od různých režimů CV po vysokofrekvenční ventilaci, přímo přispěla ke zlepšení péče o kriticky nemocné novorozence a kojence. [2] Od roku 1945, kdy byla úmrtnost novorozenců v ČR vyšší než 60 %, klesla tato hodnota během méně než 50 let na necelých 10 %. Dnes je úmrtnost novorozenců menší než 2 %, což je jedna z nejmenších hodnot v Evropě. [25, 26]

Plíce jsou jedny z posledních orgánů, které se vyvíjejí během prenatální fáze. Při předčasném narození se ještě v plicích novorozence nevytváří surfaktant, který pomáhá snižovat povrchové napětí plic. Surfaktant se začne tvořit v osmém až devátém měsíci těhotenství. [4] V případě špatně poddajných plic vedou vysoké ventilační tlaky spojené s CV zahrnující vysoký dodaný objem často k barometrickým a volumetrickým traumatům a k rozvoji syndromu úniku plynu, neboli PIE (plicní intersticiální emfyzém). Nástup vysokofrekvenční ventilace umožnil použití vyšších průměrných ventilačních tlaků v dýchacích cestách (MAP, mean alveolar pressure) bez vysokých špičkových inspiračních tlaků (PIP, peak inspiratory pressure). Vysokofrekvenční ventilace tak zmírňuje velké změny tlaku a objemu spojené s CV, což má za následek snížení incidence a závažnosti poškození plic. [2, 6, 32]

U neonatologických pacientů patří mezi klasické komplikace CV s vysokým inspiračním objemem chronické plicní choroby (CLD, chronic lung disease) a z toho vyplývající potřeba dlouhodobé mechanické ventilační podpory. U předčasně narozených dětí s chronickým plicním onemocněním se často vyvíjí akutní respirační dekompenzace, nejčastěji v důsledku opakujících se infekcí. Plicní mechanika těchto dětí je charakterizována dalším poklesem poddajnosti a zvýšením odporu dýchacích cest. Tito pacienti jsou často léčeni vysokofrekvenční oscilační ventilací. [2]

Řada vysokofrekvenčních ventilátorů je v dnešní době již výrobci dodávána se senzory pro měření dechových objemů. Patří mezi ně například ventilátory Babylog® VN500 (Dräger Medical, Lübeck, Germany) [23] či Fabian HFOi (Acutronic Medical Systems AG, Hirtzel, Switzerland). [24] Jedná se však o ventilátory oscilační, zatímco tryskové ventilátory jimi stále opatřeny nejsou. V neonatologické péči jsou dostupné tryskové ventilátory LifePulse® (Bunnell, Inc., Salt Lake City, Utah) [20] a Monsoon (Acutronic Medical Systems AG, Hirtzel, Switzerland). [24] Nemožnost získání informace o dechovém objemu komplikuje nastavení potřebných parametrů tryskového ventilátoru a následně samotné vedení ventilace. Měřením dodaného dechového objemu lze pozorovat změny v mechanice plic či dechové obtíže, které mohou nastat například v důsledku obstrukce v dýchacích cestách, způsobené sekrety. [3]

Zobrazení expiračního dechového objemu se tradičně používá k označení dodaného dechového objemu ( $V_{TE}$ ). Měření je ztěžováno neustálými změnami teploty plynu, jeho vlhkosti a změnami ve složení. Dalším ovlivňujícím faktorem je znečištění hadic a senzorů výměšky dýchacího ústrojí (*sputum*). Vzhledem k tomu, že ventilační okruhy mohou být značně odlišné, co se týče jejich komponentů, objevují se zde často netěsnosti, a proto se inspirační průtok může výrazně lišit od průtoku, který skutečně dorazí do plicních alveolů. Totéž platí i pro průtok expirační. Nepřesně naměřené hodnoty průtoku tedy musí být kompenzovány na základě funkcí příslušných algoritmů, které se snaží přiblížit se k tomu, aby nastavený inspirační průtok skutečně dorazil až do plic pacienta. Tyto algoritmy jsou však velice složité či nepřesné. Aby bylo možné čelit této technické výzvě, měří se průtok co nejbližší k pacientovi. [21]

Cílem této diplomové práce je navrhnout a realizovat vhodný prototyp senzoru průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci systému typu Bunnell používanou na neonatologických jednotkách intenzivní péče. Navržený experimentální senzor bude otestován na modelu plic a měl by co nejpřesněji splňovat požadované parametry. Ze získaných výsledků bude zjišťována mimo jiné závislost mezi průtokem a do budoucna např. umožní měření parametrů plicní mechaniky.



## 2 Přehled současného stavu

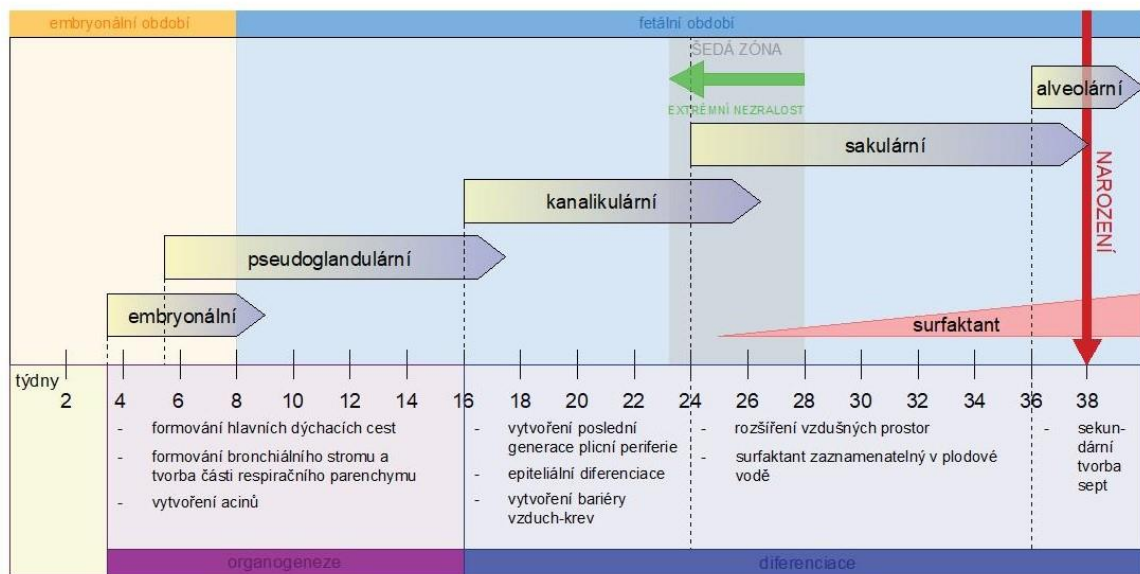
### 2.1 Umělá plicní ventilace

Mechanická ventilace je běžnou léčbou v intenzivní péči, ať u novorozenců, dětí, nebo dospělých. Nezávisle na základním onemocnění je tato podpůrná léčba spojena s mnoha komplikacemi, které mohou prodloužit její trvání, jako je poškození plic spojené s ventilačním režimem a pneumonie. [12] Primární úlohou MV u novorozenců je podpora dýchání. Pokud jsou plíce nedostatečně vyvinuté, hrozí jejich selhání či jsou apnoické. Etiologie poškození plic je multifaktoriální. U nezralých novorozenců jsou plíce strukturálně nezralé a surfaktant neplní svou funkci. U zralých, tedy donošených novorozenců, jsou hlavní příčinou selhání plic různé choroby, nejčastěji však respirační tíšňové syndromy, vrozené anomálie či pneumonie. U všech skupin novorozenců (zralých i nezralých) je agresivní ventilace příčinou poškození plic a je tedy velmi důležité vybrat vhodný ventilační režim. [5]

### 2.2 Extrémně nezralí novorozenci

Za extrémně nezralé novorozence se považují ti, kteří jsou narozeni před 28. týdnem těhotenství s hmotností menší než 1000 gramů. [27] Plíce extrémně nezralých novorozenců jsou strukturálně nezralé, biochemicky nedostačující a jejich epitel je vysoce náchylný k poškození. Mezi 24. (popř. 23.) a 28. týdnem těhotenství jsou plíce mezi kanalikulární (rozvětvení bronchiolů) a sakulární (tvoří se terminální váčky neboli primitivní alveoly) fází vývoje. [29] Tomuto období se říká šedá zóna. Na koncích nedávno kanalizovaných alveolárních vývodů se začínou tvořit primitivní alveoly (*saccules*) a dochází k postupnému ztenčování plicního interstitia a tím i bariéry mezi vzduchem a krví. Pokud by tyto procesy nebyly přerušeny předčasným porodem, následoval by po nich alveolární vývoj a buněčné dozrávání. Předčasná nutnost dýchání vzduchu testuje difúzní kapacitu časných alveol, ale také vystavuje nezralé aciny (základní struktura žláz s vnější sekrecí) stresu a zastavuje alveolární vývoj. Na buněčné úrovni jsou nedovyvinuté plíce biochemicky deficientní v mnoha směrech, jako například

nedostatečná syntéza, vylučování a recyklace plicního surfaktantu. Celý proces vývoje plic je graficky znázorněn na Obrázku 2.1. [9]



Obrázek 2.1: Jednotlivé fáze vývoje plic. Volně dle [29]

### 2.3 Ventilační režimy

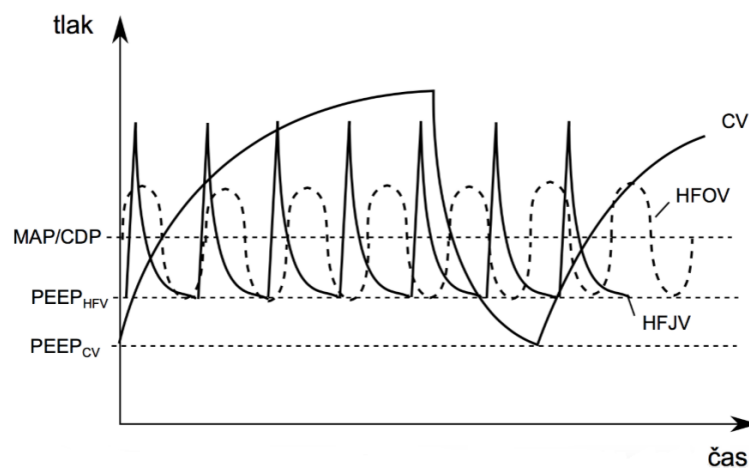
Invazivní ventilační režimy zahrnují klasickou MV a vysokofrekvenční mechanickou ventilaci (HFV, high frequency ventilation). Konvenční mechanická ventilace je primární režim asistované ventilace, kdy dochází k iniciaci dechu, který může být buď samostatně řízen nebo synchronizován s dechy pacienta. Ventilaci lze nastavit dle toku plynu, který je omezen buď tlakem či objemem, tedy buď tlakově řízená (např. režim PSV, pressure support ventilation) či objemově řízená ventilace. V synchronizovaném režimu je inspirace zahájena ventilátorem v reakci na detekovaný inspirační tok. [5] Dle studie [6] je u novorozenců dosaženo lepších výsledků u režimů s garancí dodaného objemu (tzv. VG, volume guarantee) než u PSV. Sledovány byly faktory jako redukce pneumotoraxu, počet dní na ventilaci, hypokapnie či smrt. [6]

Vysokofrekvenční ventilace využívá dechovou frekvenci (>60 dechů za minutu (bpm, breaths per minute)) [10], která vysoce převyšuje fyziologickou dechovou frekvenci (12 až 20 bpm). [11] Ventiluje se pomocí velmi malých objemů, které jsou stejně velké nebo menší než mrtvý prostor, a také mají krátký inspirační čas. HFV má

potenciál zabránit kolapsu plic, vyhnout se opakující se atelektáze (nevzdušnost plice) a snižovat barotrauma, volumotrauma či alektrauma. [5]

U vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV, high frequency oscillatory ventilation) je objem většinou menší než anatomický mrtvý prostor plic. Od HFV se liší tím, že dodané objemy jsou menší a rychlejší (8-15 Hz, 480-900 bpm). Tato rychlost zajišťuje, že tlak v dýchacích cestách osciluje kolem jejich konstantního průměrného tlaku. Přetrvávající tlak v dýchacích cestách zabraňuje kolapsu plic a expirační i inspirační fáze snižují pravděpodobnost zachycení plynu. [5]

Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV, high frequency jet ventilation) se vyznačuje dodáváním malých objemů při vysokém tlaku pomocí malého katétru endotracheální trubice, což je následováno pasivní expirací. Používá se rychlost 200-600 bpm, tedy 4-11 Hz. Plicní objem je udržován pomocí pozitivního tlaku v respiračních cestách na konci expira (PEEP, peak end-expiratory pressure), který je udržován díky zapojení HFJV s CV (viz Obrázek 2.4). Kombinace malého objemu a krátkého trvání (0,02 s) vytváří nízký alveolární tlak, což přispívá k dosažení rovnováhy krevních plynů a snížení rizika kolapsu dýchacích cest. [5] Srovnání jednotlivých průběhů ventilačních režimů je na Obrázku 2.2.



Obrázek 2.2: Průběhy ventilačních režimů CV, HFOV a HFJV. [31]

## 2.4 Vysokofrekvenční trysková ventilace

Extrémně nezralí novorozenci často trpí CLD, tedy novorozeneckou formou chronického poškození plic, která je charakterizovaná příznaky dechové tísně. Hlavní příčinou refrakterního respiračního selhání u novorozenců s vyvíjející se CLD je narušení vývoje jednotek pro výměnu plynu s částečným či globálním respiračním selháním v důsledku snížení alveolarizace, jakož i poruchou funkce malých dýchacích cest a zánětu. Vysoký  $V_{TE}$  a značný podíl inspirovaného kyslíku ( $FiO_2$ ) používaný při mechanické ventilaci není pro novorozence vhodný, spíše plicní tkáň poškozuje. [7]

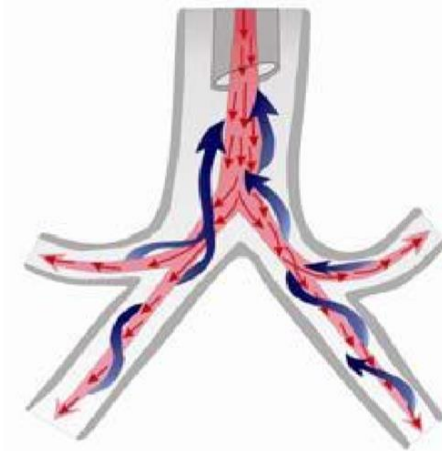
Vysokofrekvenční trysková ventilace aplikuje velmi malé objemy ve velmi krátkém inspiračním čase při vysokých rychlostech, které umožňují, aby expirační čas byl mnohem delší než inspirační. Může tedy poskytnout lepší alveolární ventilaci a oxygenaci ve srovnání s jinými mechanickými ventilačními režimy, zejména pokud je dominantní patofyziologie malých dýchacích cest. Nicméně je důležité podotknout, že CLD je obvykle spojena se zvýšeným odporem dýchacích cest, což může navýšit riziko zachycení vzduchu, pokud se při jakémkoli typu mechanické ventilace použijí rychlé dechové frekvence. [7]

Ve studii [2] bylo cílem zmapovat odpověď kojenců na HFJV s hypoxemickým respiračním selháním, kteří nereagovali na vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Studie byla provedena retrospektivně na základě záznamů o nastavení ventilátoru, analýze krevních plynů a vypočteného indexu oxygenace (OI, oxygen index) před a během prvních sedmi dnů s aplikovanou HFJV. Před zahájením vysokofrekvenční tryskové ventilace byl MAP  $14,30 \pm 1,30$  cmH<sub>2</sub>O,  $FiO_2$   $0,97 \pm 0,02$  a OI  $29 \pm 5$ . Za 6 hodin HFJV se  $FiO_2$  snížil na  $0,62 \pm 0,09$  ( $p < 0,01$ ) a po 1 až 3 h ventilace se MAP snížil na  $10,90 \pm 1,30$  ( $p < 0,01$ ). Zlepšení  $FiO_2$  přetrvávalo po dobu 7 dnů, zatímco MAP zůstal v průběhu studie nižší, ale jeho zlepšení nedosáhlo statistické významnosti po 72 hodinách. Nebyly zaznamenány žádné významné změny  $pH$ ,  $pCO_2$  nebo  $pO_2$  před nebo během HFJV. Z výše uvedených výsledků vyplývá, že HFJV zlepšuje hypoxemické respirační selhání, které nereaguje na vysokofrekvenční oscilační ventilaci u kojenců. [2]

### 2.4.1 Transport ventilační směsi v průběhu HFJV

Mechanismus HFJV zahrnuje vysokotlaký proud plynu, který proudí distálně skrz tracheobronchiální strom, a zároveň unášený vzduch z atmosféry vstupující do tryskové armatury nad samotnou tryskou, který přispívá k celkovému  $V_{TE}$  a umožňuje výměnu plynu. Celkový  $V_{TE}$  v HFJV je dán součtem vysokofrekvenčního pulsu (Jet Pulse) a strženého atmosférického vzduchu. [19] Asymetrický profil toku spojený s rychlou inspirací a pomalou expirací zvyšuje mukociliární clearance (odstranění hlenu). Schéma proudění vzduchu horními dýchacími cestami je na Obrázku 2.3. [18]

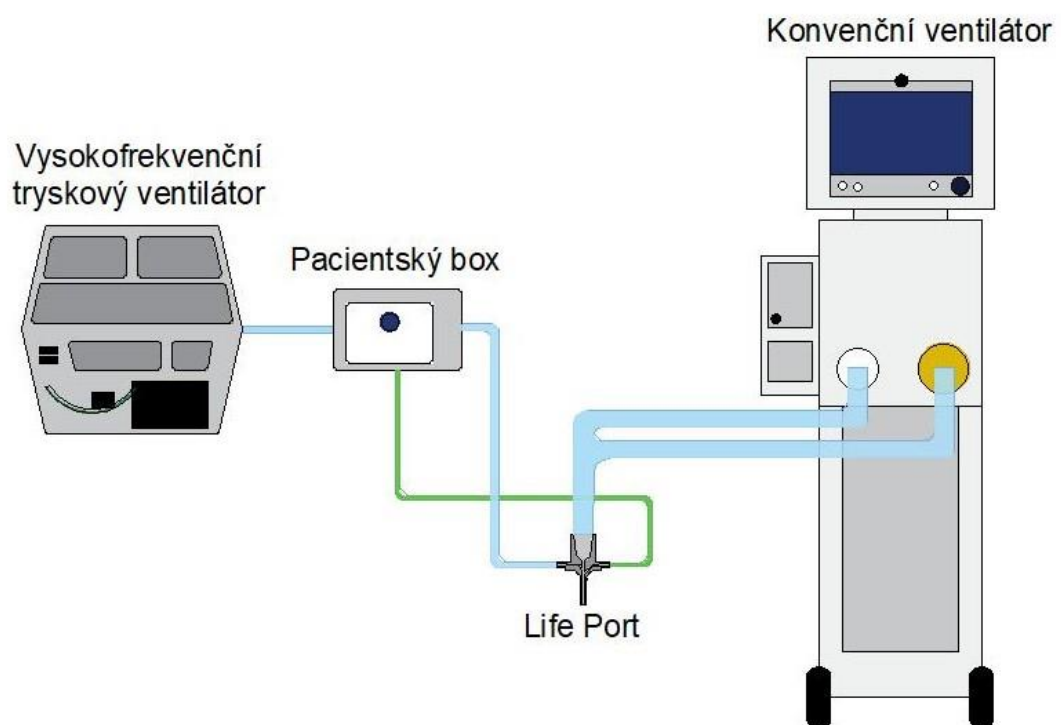
Část každého dodaného  $V_{TE}$  či dechu se označuje jako tzv. mrtvý objem či prostor  $V_D$ . Je rozlišován anatomický (objem plynu přítomný v dýchacích cestách mimo alveoly) a fyziologický (objem plynu přítomný v dýchacích cestách, který se neúčastní výměny plynů) mrtvý prostor. U CV je alveolární ventilace definována jako rozdíl mezi  $V_{TE}$  a  $V_D$  vynásobený frekvencí dechů. Protože objemy plynu používané v HFJV jsou často menší než  $V_D$  ( $V_{TE} - V_D \approx 0$ ), konvekční tok plynu není jedinou formou výměny plynu. Rovnice proudění je tedy odlišná než ta pro CV. [19]



Obrázek 2.3: Schéma transportu plynu dýchacími cestami při HFJV. V centru dýchacích cest pobíhá vysokorychlostní proud inspirační směsi, v opačném směru je proud expiračního plynu, který se spirálovitě točí kolem proudu inspiračního. Jeho tok je pasivní a pomalejší. [18]

## 2.5 Systém Bunnell

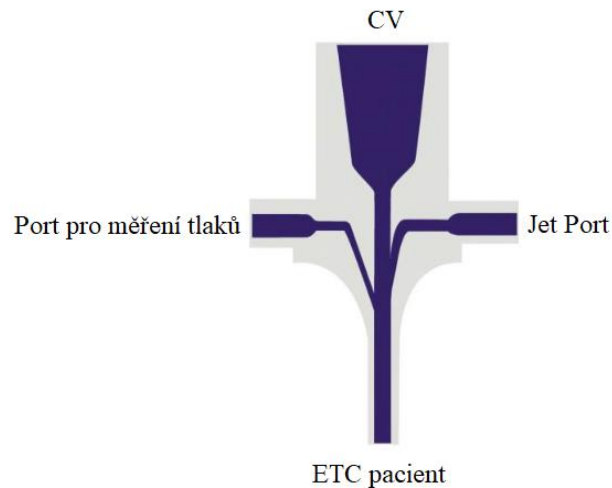
Ventilátor Bunnell Life Pulse<sup>®</sup> (Bunnell, Inc., Salt Lake City, UT) je neonatální HFJV ventilátor používaný v USA. V Evropě jsou používána jiná zařízení, především protože zmiňovaný typ ventilátoru nemá certifikát CE. [3] Life Pulse je mikroprocesorový, tlakově řízený ventilátor, který nepřetržitě monitoruje tlak v dýchacích cestách. Automaticky upravuje tlak, který řídí pulsy vzdušné směsi přes injekční kanylu tak, aby bylo dosaženo nastaveného maximálního inspiračního tlaku měřeného v proximální endotracheální trubici. Malé pulzy zahřátého zvlhčeného plynu se vstříkují do speciálního adaptéru endotracheální trubice (Life Port<sup>®</sup>). Pulzy jsou generovány škrticím ventilem uvnitř patientského boxu. Toto uspořádání minimalizuje tlumení pulzů a umožňuje jejich účinnější dodávání a neomezené výdechy. [13] Ventilátor je schopný poskytovat 240 až 660 bpm. [14] Popsaný ventilační okruh je znázorněn na Obrázku 2.4.



Obrázek 2.4: Schéma uspořádání tryskového a konvenčního ventilátoru. Volně dle [3]

### 2.5.1 Adaptér Life Port

Life Port je speciální adaptér na neonatální endotracheální kanylu (ETC, endotracheal cannula) s vnitřním průměrem 15 mm, který se skládá ze dvou portů. První z nich slouží pro vstřikování ventilační směsi (Jet Port) a druhý zajišťuje měření tlaků. Uspořádání je zobrazeno na Obrázku 2.5. [17]

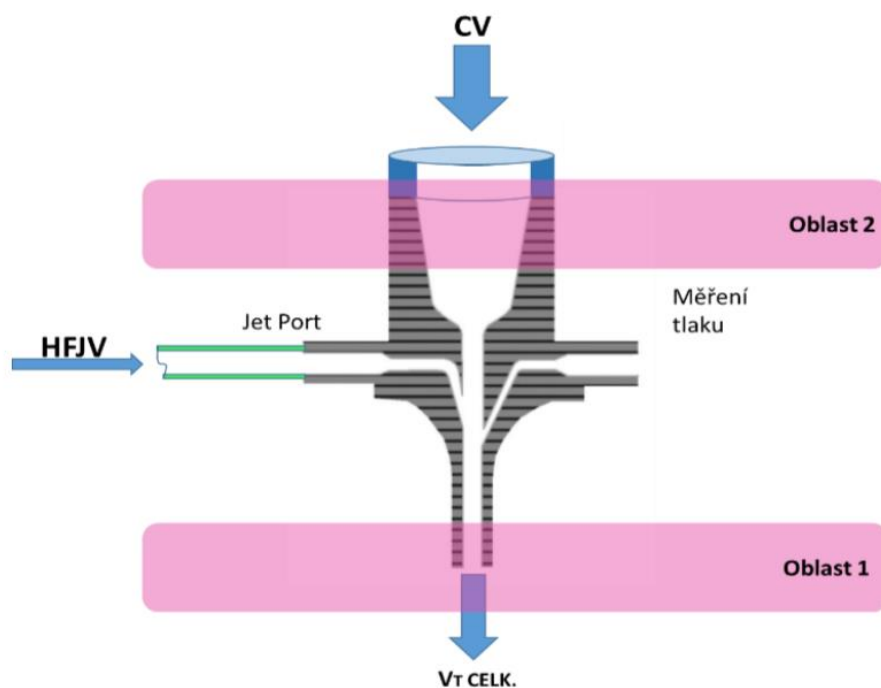


Obrázek 2.5: Řez Life Port adaptérem. [17]

### 2.5.2 Měření průtoku ve ventilačním okruhu HFJV Bunnell

Jak bylo již v úvodu zmíněno, měření průtoku ventilační směsi je nutné provádět na takovém místě ventilačního okruhu, které je co nejbližší pacientovi. V případě ventilátoru Life Pulse je to tedy na adaptéru Life Port. Z technického hlediska v úvahu přicházejí dvě oblasti (viz Obrázek 2.6). [3]

Zprvė inspirační část (oblast 1), kde je snímač umístěn mezi tryskou a ETC. Protože tímto způsobem lze snímat celkový objem plynu ( $V_T$  CELK) proudící do a z pacienta, považujeme takto měřené dechové objemy za absolutní. Druhou oblastí je část expirační (oblast 2), kde je naopak měření považováno za relativní. Senzor je umístěn mezi okruhem CV a adaptérem, což znamená, že je naměřen pouze celkový objem expira. Při inspiriu je zaznamenán pouze malý objem plynu, který je stržen z okruhu CV kvůli tryskovému proudění z HFJV. [3]



Obrázek 2.6: Uvažované oblasti měření průtoku ventilační směsi u přístroji Life Pulse. [3]

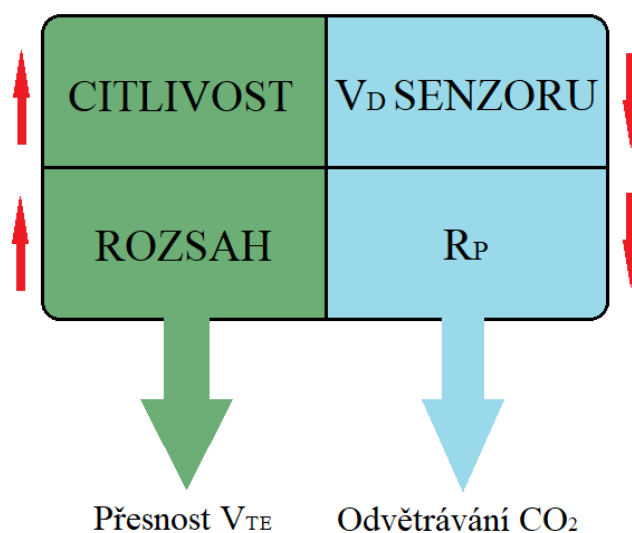
Ve studii [3] byl umístěn senzor průtoku do inspirační části (oblast 1), protože měření zde zahrnuje mnoho výhod jako například sledování minutové ventilace pomocí  $V_{TE}$  či sledování úniků plynu. Jako senzor průtoku byla použita clona. Z animálního experimentu však vyplynulo, že při takto provedeném měření je nutná kompenzace nežádoucích ztrát tlaku způsobená tlakovým úbytkem na cloně. Tento fakt může být v praxi nebezpečný pro pacienta, vzhledem k tomu, že potřebná tlaková kompenzace není známa v každém okamžiku. Z dosažených výsledků tedy vyplynulo doporučení umístit senzor na expirační část trysky (oblast 2). [3]



### 3 Senzory průtoku

Aby bylo možné zabránit běžným vedlejším účinkům MV, jako např. volutrauma či barotrauma, je klíčovým faktorem přesné a kontinuální monitorování výměny plynů dodávaných ventilací. Průtokoměry tedy mají rozhodující roli a musí splňovat požadavky jak dynamické (krátká doba odezvy), tak i statické (dostačující přesnost, rozlišení, citlivost). Tyto parametry ovlivňují získané hodnoty  $V_{TE}$ . U pacientů závislých na MV není možná častá kalibrace, proto by výchytky měly být co nejvíce redukovány. Dále by senzor měl mít co nejmenší průtočný odpor ( $R_P$ ) a objem přidaný k dýchacímu okruhu ( $V_D$ ). Tyto dva parametry ovlivňují eliminaci  $CO_2$  z ventilačního okruhu. [15]

Z výše popsaného je tedy patrné, že při návrhu senzoru je třeba se zaměřit na přesnost měřeného průtoku plynu a minimalizaci průtočného odporu, což souvisí s efektivní schopností eliminace  $CO_2$ . Ideální senzor průtoku by měl mít co nejvyšší citlivost a rozsah, nízký  $V_D$  a  $R_P$ . V praxi by bylo velmi obtížné dosáhnout toho, aby byly všechny veličiny ideální, tudíž je nutné najít co nejvhodnější kompromis pro danou problematiku. Pro názornost jsou požadavky na ideální průtokoměr zobrazeny na Obrázku 3.1. V následujících odstavcích jsou popsány senzory průtoku využívané ve ventilačních okruzích.

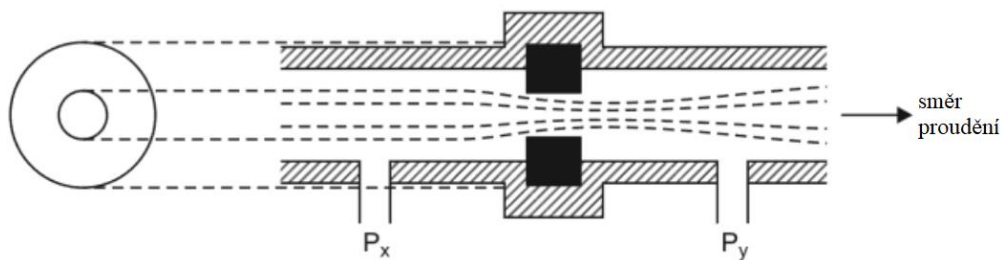


Obrázek 3.1: Veličiny uvažované při návrhu senzoru průtoku pro MV. (autor)

### 3.1 Průtokoměry s měřením rozdílů tlaků

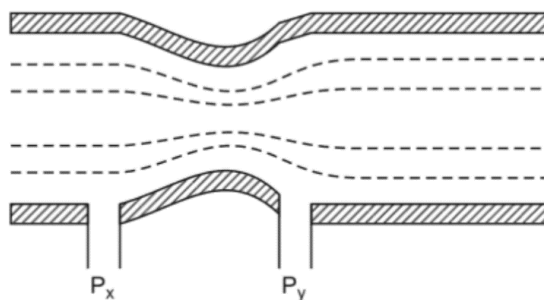
Základním principem tlakových průtokoměrů je měření diference tlaků. Do cesty proudění plynu je vložena překážka (obstrukce), která brání toku a vytváří tlakový rozdíl na obou jejích stranách. Nejběžněji používané typy jsou clony, dýzy, Venturiho trubice či Pitotova trubice. [22]

Clona je nejjednodušším řešením tlakového anemometru. Do potrubí je vložen disk s koncentrickým otvorem, před a za něj jsou připojena odběrná místa pro zjištění tlakové diference (viz Obrázek 3.2). Výhodou je, že toto řešení je jednoduché a spolehlivé. Nevýhodou je však to, že clona způsobuje tlakové ztráty, má menší přesnost ( $\pm 1,5 \%$ ), a závislost mezi tlakovou diferencí a objemovým průtokem není lineární. [22]



Obrázek 3.2: Clona.  $P_x$  a  $P_y$  jsou odběrná místa. [22]

Široce využívána ve zdravotnické technice je Venturiho trubice, která bývá pro použití u MV kombinována například s termickým anemometrem. [21] Jedná se o trubici se speciálním tvarem a dvěma odběrnými místy (viz Obrázek 3.3). Lze ji použít i pro znečištěné kapaliny, přesnost je  $\pm 0,5 \%$ , pokles tlaku se pohybuje mezi 10-15 % a je jednoduchá a spolehlivá. Nevýhodou je však její cena a rozměry. [22]

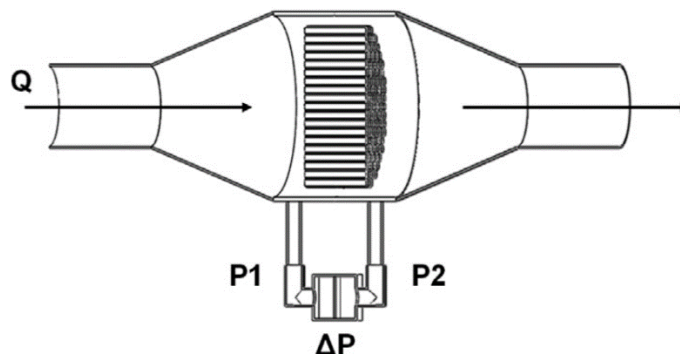


Obrázek 3.3: Venturiho trubice.  $P_x$  a  $P_y$  jsou odběrná místa. [22]

### 3.2 Lineární odporový pneumotachograf

Princip pneumotachografů je založen na umístění odporu do hadice, ve které tekutina proudí. Pokles tlaku  $\Delta p$  přes odpor je lineárně závislý na průtoku  $Q$  (dle Hagen-Poiseuilleho zákona). Tento fakt platí pro laminární proudění (Reynoldsovo číslo  $<2000$ ). Protože potřebujeme měřit  $\Delta p$ , je nutné připojit i senzor pro měření změny tlaku, tj. diferenční snímač tlaku. Nejpoužívanějším typem je Fleischův pneumotachograf (FP), který je tvořen mnoha paralelními trubičkami (Obrázek 3.4). [16]

Protože tento typ senzoru vyžaduje zapojení sekundárního snímacího zařízení k měření  $\Delta p$ , jeho statické vlastnosti jako přesnost, citlivost a rozsah měření jsou silně ovlivněny výběrem diferenčního snímače tlaku. Dynamická odezva je dána fyzikálními vlastnostmi plynu (v úvahu je brána přeměna průtoku na tlakový rozdíl) a odezvou sekundárního snímače (v úvahu je brán převod tlakového rozdílu na napětí). Dle některých studií je časová odezva FP přibližně 2 ms. [16]



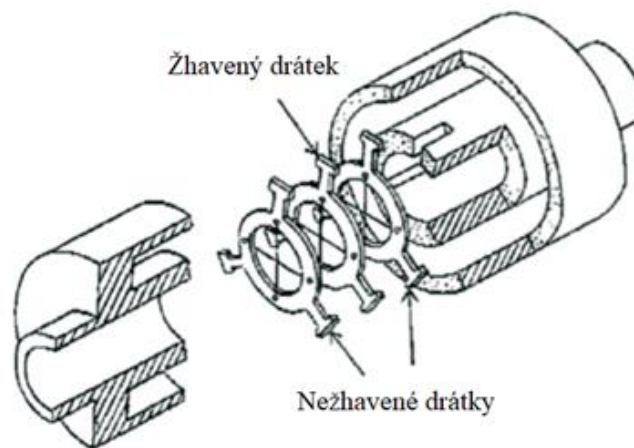
Obrázek 3.4: Fleischův pneumotachograf. P1 a P2 značí odběrná místa. [16]

### 3.3 Termické anemometry typu hot-wire

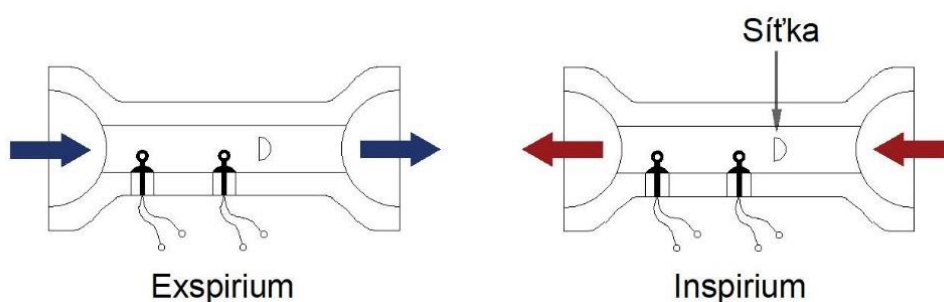
Tento typ anemometrů je založen na přenosu tepla, který probíhá mezi proudící kapalinou a žhaveným tělískem (jeden nebo více platinových či zlatých drátků). Zahřívání probíhá pomocí Joulova efektu a jsou možné dva přístupy: buď režim konstantního proudu, který udržuje proud ve žhaveném tělese na konstantní hodnotě a teplota drátu tedy závisí na průtoku, nebo druhý přístup, kdy se udržuje konstantní teplota drátku a tepelný odpor je tedy úměrný proudění (čím vyšší je rychlost proudění, tím větší je

potřeba dodat proud na dosažení konstantní teploty snímacího prvku). Tento princip měření je často používán pro měření průtoku v izotermních podmínkách, protože má dobrou frekvenční odezvu. [16]

Pro rozeznání směru proudění lze použít dva hlavní přístupy. První možností je umístění dvou dalších (nežhavených) drátků kolem drátku žhaveného (Obrázek 3.5). Ve chvíli, kdy proud tekutiny dorazí k zahřivanému drátku, je první studený drátek ochlazován, zatímco druhý je zahříván (ve směru proudění je umístěn za žhaveným drátkem). Druhou možností je umístění dvou žhavených drátků a sít'ky za sebe (Obrázek 3.6). Během expirace je teplo vyměňované drátky identické, při inspiraci je určitá část tepla vyměněna mezi sít'kou a sousedícím drátkem. [16]



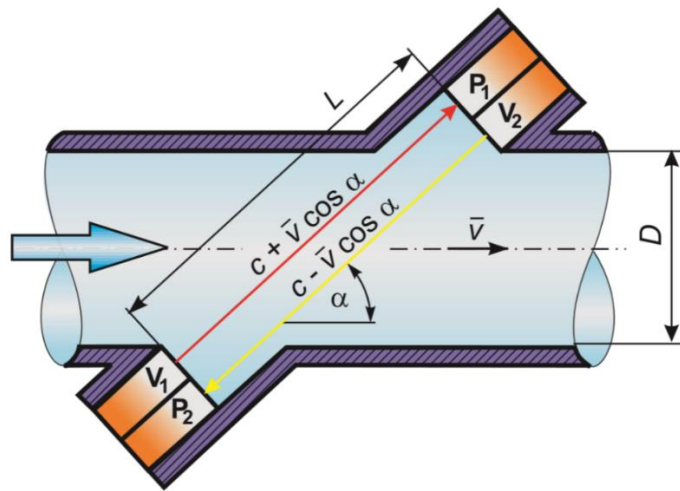
Obrázek 3.5: Obousměrné řešení anemometru založené na třech drátcích. [16]



Obrázek 3.6: Obousměrný anemometr složený ze dvou žhavených drátků a sít'ky. [16]

### 3.4 Ultrazvukové anemometry

V mechanických ventilátorech lze použít tři různé druhy ultrazvukových průtokoměrů. První z nich je založený na přenosu ultrazvukového signálu mezi dvěma převodníky (pár vysílač – přijímač), kde jeden z nich vysílá signál po směru proudění a jeden proti. Analýzou změn v délce přenosu způsobené rychlostí proudícího média lze určit průtok. Tento typ senzoru je nejpoužívanější z ultrazvukových průtokoměrů. [16] Princip je zobrazen na Obrázku 3.7. Hlavní výhodou je, že tento typ anemometru je bezkontaktní, tudíž neovlivňuje žádným způsobem proudící médium. Nesporným benefitem je také absence tlakové ztráty. [28] Druhý typ využívá ultrazvukové snímání vírů, které jsou způsobeny překážkou v místě proudění plynu. Tento princip je použitelný pouze pro jednosměrný tok a není příliš přesný. Třetí typ je založen na Dopplerově efektu. Ultrazvuková tlaková vlna se odráží od částic (např. aerosol), které proudí společně s médiem. Rozdíl mezi frekvencí odraženého a přijatého signálu odpovídá rychlosti proudění tekutiny. Tento typ nelze však použít na všechna média, protože je nutné, aby médium mělo dostatečný počet částic, od kterých se signál může odrážet. [16]



Obrázek 3.7: Ultrazvukový snímač průtoku založený na měření doby průchodu vlny. P1, P2 značí přijímače, V1 a V2 vysílače signálu. [30]

## 4 Cíle práce

Z uvedené teorie vyplývá, že znalost  $V_{TE}$  při aplikaci MV je velice užitečná, nicméně ventilátory typu HFJV jimi nejsou opatřeny. Jak bylo již zmíněno, ideální senzor průtoku by měl mít co nejvyšší citlivost a rozsah, nízký mrtvý objem  $V_D$  senzoru a nízký průtočný odpor  $R_p$ . Při návrhu senzoru je třeba se zaměřit především na přesnost měřeného průtoku plynu a minimalizaci průtočného odporu, což souvisí s efektivní schopností eliminace  $CO_2$  při HFJV. V Tabulce 4.1 jsou pro přehlednost sepsány vlastnosti výše zmíněných senzorů průtoku. Je patrné, že pro každou speciální aplikaci je nutné uvažovat jiný typ např. dle požadované citlivosti, tlakové ztráty či přesnosti naměřených výsledků.

Tabulka 4.1: Souhrn vlastností diskutovaných senzorů průtoku. [3, 15, 16, 21, 22, 28]

Typ senzoru	Výhody	Nevýhody	Přesnost	Tlaková ztráta
<i>Clona</i>	Robustnost, cena	Náchylné na opotřebení, závislost $\Delta p$ a $Q$ není lineární	1-2 %	velká
<i>Venturiho trubice</i>	Krátké přímé délky, malé opotřebení	Výrobní náročnost	0,5-1 %	střední
<i>Pneumotachograf</i>	Robustnost, bez elektrických součástí v blízkosti pacienta	Citlivé na teplotu, vlhkost, atmosférický tlak	0,5-5 %	velká
<i>Termický anemometr</i>	Velmi malé průtoky, krátká reakční doba	Tepelné propojení mezi senzorem a ohříváčem	1 %	malá
<i>Ultrazvukový anemometr</i>	Bezkontaktní, bez opotřebení, lze měřit obousměrně	Pro větší rychlosti, náročné technické provedení, obtížná kalibrace	0,1-1 %	žádná

Na základě těchto poznatků byly stanoveny následující cíle této práce:

Hlavním cílem je návrh vhodného senzoru průtoku pro HFJV typu Bunnell.

Pro naplnění hlavního cíle je třeba splnit dílčí etapy:

- Analýza komerčně dostupných senzorů a zjištění jejich charakteristik při HFJV, a to v závislosti na použité frekvenci a tlakové amplitudě.
- Návrh nejvhodnějšího řešení průtokového senzoru pro expirační větev ventilačního okruhu neonatologické HFJV.
- Realizace funkčního vzorku průtokového senzoru
- Analýza chování funkčního vzorku průtokového senzoru v okruhu HFJV
- Návrh a realizace HW pro snímání průtoku plynu a pro rozpoznání směru proudění.
- Návrh a realizace SW pro snímání průtoku plynu a pro rozpoznání směru proudění.

## 5 Metody a použité vybavení

V této kapitole jsou popsány metody a vybavení, použité pro realizaci výše uvedených cílů práce.

V teoretické části bylo diskutováno několik typů průtokových senzorů a také definovány parametry pro ideální senzor. Pro účely této práce se jako nejvhodnější jeví tlakové diferenční clony, protože jsou snadno modifikovatelné a lze je navrhnout dle konkrétních potřeb dané aplikace. Jejich výrobu lze zajistit pomocí 3D tisku.

### 5.1 Měřidlo tlakových signálů iMON

Měřicí systém iMON je experimentální univerzální měřicí zařízení zhotovené pracovníky FBMI. Lze ho využít pro kontinuální sledování a záznam tlaků při konvenční nebo vysokofrekvenční ventilaci. Tlakové senzory se připojují k A/D převodníku USB NI DAQ 6009 (National Instruments, Austin, Texas). Pro záznam dat do PC je použit software LabView SignalExpress (National Instruments, Austin, Texas). [3] Přístroj je zobrazen na Obrázku 5.1.

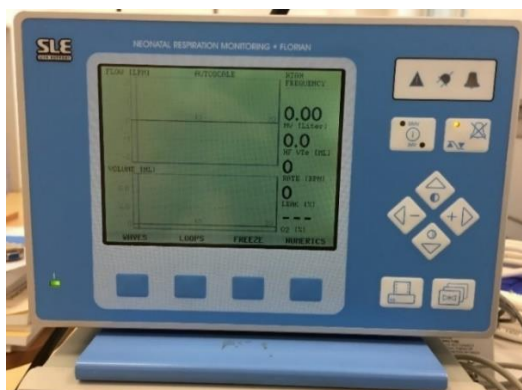


Obrázek 5.1: Experimentální měřicí systém iMON. Fotografie: autor.



## 5.2 Stanovení rozsahu průtoků a tlaků

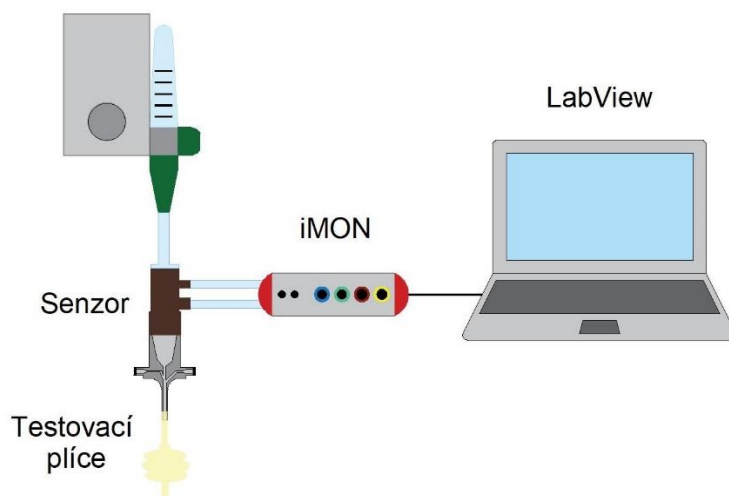
Pro zmapování rozsahu průtoku ve ventilačním okruhu byl použit monitor ventilačních parametrů Florian Neonatal RFM (Acutronic Medical Systems, Zug, Switzerland) (Obrázek 5.2). Tento monitor dokáže sledovat například minutový objem,  $V_{TE}$  či dechovou frekvenci, neumožňuje však export dat do jiného zařízení či jejich ukládání. Hodnoty lze pouze odečítat z monitoru v daném okamžiku. Součástí přístroje je senzor typu hot-wire, tedy potřebuje určitou dráhu pro linearizaci proudění a zvětšuje  $V_D$ . Z těchto důvodů je monitor nevhodný pro potřeby této práce a byl ponechán pouze pro analýzu okruhu.



Obrázek 5.2: Monitor ventilačních parametrů Florian Neonatal RFM. Fotografie: autor.

Za účelem zjištění závislosti napětí na průtoku a následném vykreslení charakteristiky průtok – tlak byl vytvořen měřicí okruh skládající se ze směšovače plynů s průtokoměrem Sechrist 3500 low flow (Sechrist Industries Inc, Anaheim, USA), senzoru průtoku, testovací plíce a zařízení pro záznam odpovídajícího napětí (iMON + LabView). Okruh je zobrazen na Obrázku 5.3. Díky znalosti nastaveného průtoku na směšovači a hodnoty napětí zobrazené na PC je možné vypočítat převodní rovnice pro jednotlivé senzory.

Směšovač plynů s průtokoměrem



Obrázek 5.3: Měřící okruh pro stanovení rozsahu tlaků.

Následně byla na základě naměřené závislosti mezi hydrostatickým tlakem a napětím stanovena rovnice (5.1) sloužící pro převod napětí na tlak. Měřící okruh byl zachován jako při stanovování rozsahu tlaků pouze místo směšovače plynů byl umístěn kalibrační přístroj KAL 84 (Halstrup-walcher GmbH, Kirchzarten, Německo), na kterém byly postupně nastavovány stupňující se hodnoty hydrostatického tlaku a odpovídající napětí bylo odečítáno z PC.

$$0,476 \text{ V} = 1 \text{ kPa.} \quad (5.1)$$

### 5.3 Návrh HW a SW pro záznam tlakové difference

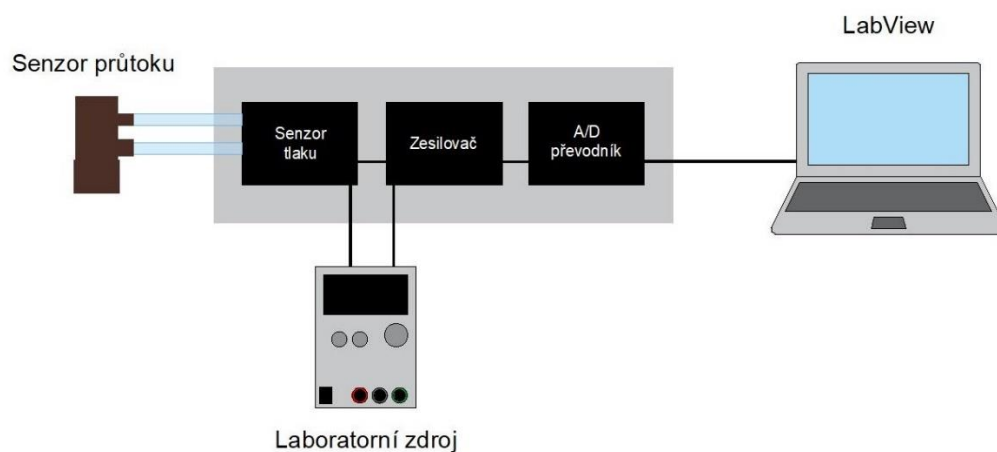
Pro měření průtoku plynu ve ventilačním okruhu je nutné převádět tlakovou diferencí vznikající v senzoru na elektrický signál, která lze dále zpracovat vhodným SW. Za tímto účelem byl vytvořen HW, který je schopen tuto operaci obstarat. Následně byl navržen i SW, který naměřená data zaznamenává a vizualizuje na obrazovku PC.

Při návrhu HW je nutné si nejprve stanovit požadavky dané aplikace. V našem případě byly hlavními faktory rozsah měřených průtoků a tlaků proudícího média. Ty lze určit dle převodní rovnice (5.1) a naměřených závislostí napětí na průtoku. Vzhledem

k tomu, že se jedná o experimentální měření a je třeba testovat více senzorů je nutné uvažovat o něco větší rozsah, protože nelze přesně odhadnout, jak se bude navržený experimentální senzor chovat.

Z těchto poznatků byla stanovena základní konstrukce měřicí linky pro záznam průběhu napětí v závislosti na tlakové diferenci, resp. průtoku. Blokové schéma je na Obrázku 5.4. Samotný přípravek je složen ze senzoru tlaku a zesilovače signálu, které jsou napájeny přes laboratorní zdroj. Dále je k nim připojen A/D převodník napájený z PC, jehož výstupem je digitální signál změny napětí. Testovaný průtokový senzor je zapojen před senzor tlaku, za A/D převodník je zapojen PC s nainstalovaným programem LabView.

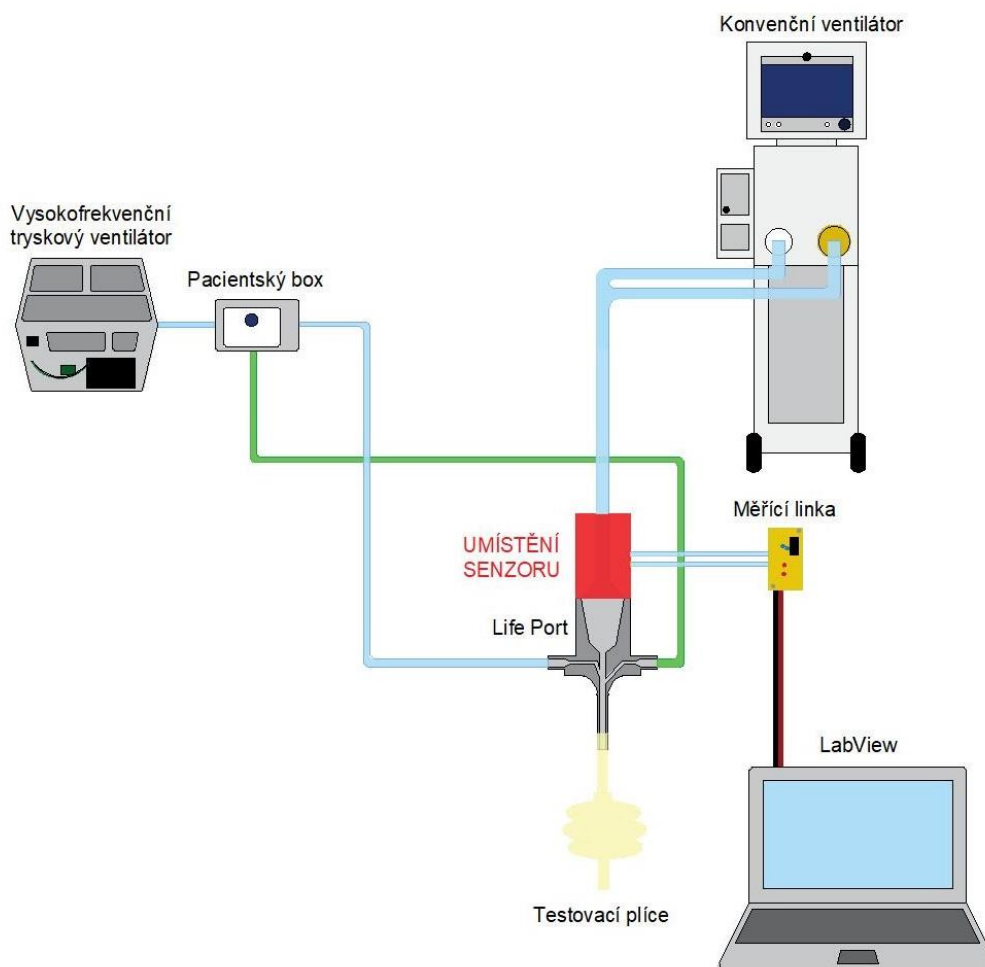
Pro návrh SW byl zvolen program LabView, protože v něm lze jednoduše dle vložených bloků vykreslovat a zaznamenávat průběhy napětí.



Obrázek 5.4: Blokové schéma měřicí linky pro záznam tlakové diference vznikající na průtokovém senzoru.

## 5.4 Uspořádání měřicího okruhu

Pro účely sběru dat ze senzorů průtoku byl sestaven laboratorní okruh, který se skládá z HFJV ventilátoru Bunnell, konvenčního ventilátoru Carecape R860 (GE Healthcare), navrženého měřicího HW, záznamového zařízení v podobě laptopu s aplikací LabView a spuštěným navrženým SW, Life Port trysky, průtokoměru a testovací plíce (Obrázek 5.5).



Obrázek 5.5: Laboratorní okruh pro realizaci experimentu.

## 5.5 Nastavení přístrojů při experimentu

Senzory byly testovány při třech různých dechových frekvencích a dvou hodnotách PIP, které byly nastavovány na HFJV ventilátoru Bunnell. Každé měření bylo tedy realizováno pro 6 párů vstupních parametrů (viz Tabulka 5.1). Frekvence byly zvoleny dle parametrů ventilátoru – 240 bpm je nejnižší možná nastavitelná hodnota, 660 bpm naopak nejvyšší. Pro možnost sběru většího množství dat a následně i přesnějšího hodnocení parametrů senzoru byla ještě zvolena střední frekvence 420 bpm. Podobně bylo postupováno i při výběru hodnoty PIP. Byly zvoleny hodnoty 20 cmH<sub>2</sub>O a 50 cmH<sub>2</sub>O, přičemž 50 cmH<sub>2</sub>O je nejvyšší možná hodnota nastavitelná na ventilátoru, 20 cmH<sub>2</sub>O je nejnižší hodnota používaná v běžné klinické praxi. Inspirační čas  $t_i$  byl nastaven na 20 ms a byl ponechán konstantní při všech měřeních. [3, 14]

Konvenční ventilátor Carescape byl v režimu tlakové podpory (CPAP/PS, Continuous Positive Airway Pressure/Pressure Support), jako pacient byl nastaven novorozenec a PEEP se rovnal hodnotě 5 cmH<sub>2</sub>O.

Tabulka 5.1: Kombinace nastavovaných parametrů na ventilátorech.

		HFJV ventilátor		Konvenční ventilátor		
		PIP (cmH <sub>2</sub> O)		PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	t <sub>i</sub> (s)	
frekvence (bpm)	240	20	50			5
		420	20, 240	50, 240		
		660	20, 420	50, 420		
	20, 660	50, 660				

## 5.6 Měření charakteristik tlakových diferenčních senzorů

Do laboratorního okruhu (viz Obrázku 5.5) byl nejprve zapojen senzor Fluke – low flow (Obrázek 5.6), který je součástí přenosného univerzálního analyzátoru průtoku plynu VT MOBILE (Fluke, Everett, Washington, USA) a je navržen pro vyhodnocování výkonu lékařských zařízení měřící průtok či tlak plynu. [33] Senzor je typu clona se dvěma odběrnými porty pro získání tlakové diference a následné možnosti výpočtu průtoku. Jeho V<sub>D</sub> je 2 mL a celková délka 50 mm. [36] Senzor byl zapojen do navržené měřící linky, protože zařízení VT MOBILE by nebylo kompatibilní se všemi testovanými senzory.



Obrázek 5.6: Senzor Fluke – low flow. Fotografie: autor.

Jako druhý byl do okruhu zapojen senzor Pedi-Lite (GE Healthcare, Chicago, Illinois, USA), který je vidět na Obrázku 5.7. Porty (odběrná místa na začátku a na konci obstrukce) poskytují možnost zaznamenávat celkový nebo statický tlak v závislosti na směru toku. Rozdíl mezi nimi představuje dynamický tlak, který je úměrný rychlosti tekutiny procházející trubicí. Rozpoznání směru proudění je zajištěno pomocí speciální obstrukce uvnitř senzoru, která vždy umožňuje proudění vzduchu skrz jeden ze dvou portů, v závislosti na tom, zda dochází k inspiriu či expiriu. Tento senzor má  $V_D$  2,5 mL a celkovou délku 70 mm. [34] Třetí odběrné místo (port pro odběr vzorků plynu za účelem jeho analýzy), které je na senzoru umístěno uprostřed obstrukce, bylo zaslepeno. Měření probíhalo stejným způsobem jako u předchozího senzoru.



Obrázek 5.7: Senzor Pedi-Lite. Fotografie: autor.

Posledním proměřeným komerčně dostupným senzorem byl iFlow 40 S (ImtMedical Pte. Ltd., Singapore). Tento senzor je schopný měřit průtok, objem a tlak u novorozeneckých ventilátorů. Má nízký  $R_p$  a  $V_D$  o velikosti 1,26 mL. [35] Jeho délka je 46 mm. Prostřední port pro měření tlaku byl zaslepen a byla zaznamenávána pouze data o průběhu tlaku stejným způsobem jako v předchozích případech. Senzor je zobrazen na Obrázku 5.8.

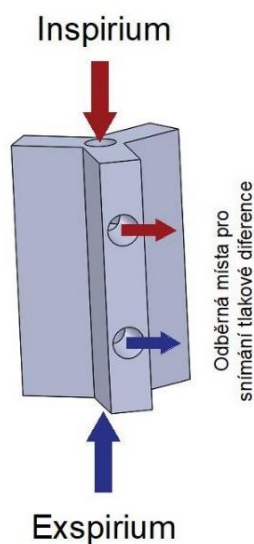


Obrázek 5.8: Senzor iFlow 40 S. Fotografie: autor.

## 5.7 Návrh experimentálního senzoru

Na základě výše uvedených poznatků byl navržen průtokový senzor pro HFJV okruh. Návrh senzoru probíhal v prostředí SolidWorks (Dassault Systemes SolidWorks Corp., Waltham, Massachusetts, USA).

Na základní konstrukci senzoru byla umístěna dvě odběrná místa pro snímání tlakové diference a jedno pro odběr vzorků plynu k analýze. Obstrukce byla vytvořena podobně jako u senzorů Pedi-Lite či D-Lite (viz Obrázek 5.9). Tento tvar se zdál být jako vhodný, protože zaručuje, že vzduch vždy proudí pouze jedním ze dvou odběrných míst, tudíž lze rozpoznat směr proudění. K senzoru byla navržena i odpovídající Y spojka.



Obrázek 5.9: Obstrukce v navrženém průtokoměru.

## 5.8 Optimalizace Life Port armatury

Adaptér Life Port je plastový díl, který na proximálním konci propojuje CV ventilační okruh pomocí Y spojky a na distálním konci je připojena endotracheální kanyla. Prvek je popsán v kapitole 2.5.1 Adaptér Life Port. Za účelem minimalizace  $V_D$  byla proximální část armatury, která se zasouvá do průtokového senzoru, zmenšena oproti standardně používané armatuře.

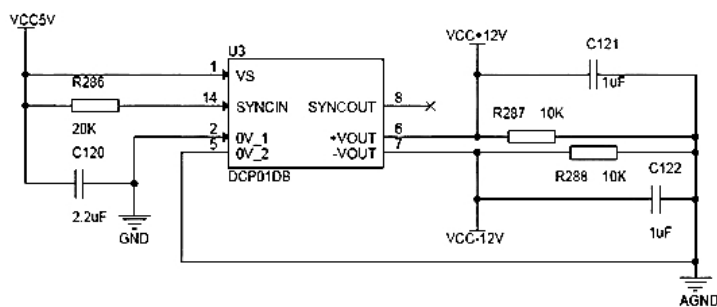
## 6 Výsledky

### 6.1 HW a SW pro záznam tlakové diference

Měřicí linka pro záznam tlakové diference byla navržena v souladu s požadavky dané aplikace. Jako hlavní parametry byly určeny průtok a dostatečný rozsah měření tlaků. Průtok se pohyboval v rozmezí 5-15 L/min a rozsah tlaků, který lze vyčíst z převodních charakteristik senzorů (viz dále podkapitola 6.4 Charakteristiky průtok – tlak), byl maximálně 3,5 kPa ( $\approx 0,5$  psi). Vzhledem k tomu, že se jednalo o experimentální měření a bylo třeba naměřit více senzorů, byl pro záznam diference tlaků zvolen senzor 26PC01 (Honeywell), který má rozsah měření 1 psi (6 894,757 Pa) a poskytuje tedy dostatečnou rezervu. Tento senzor vyžaduje stabilizované nesymetrické napájení + 5 V a poskytuje napěťový výstup.

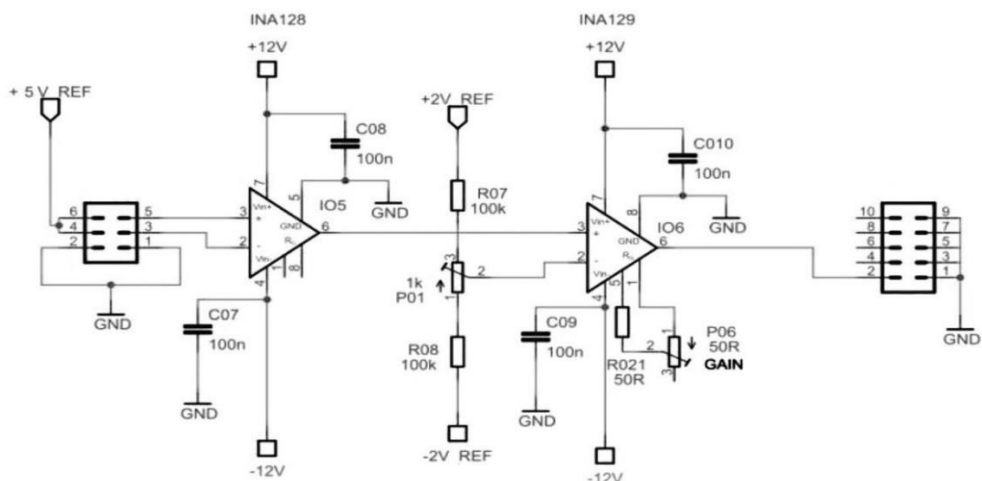
Horní část přípravku je tvořena DC/DC měničem DCP010512DBP (Texas Instruments), který zajišťuje převod z nesymetrického napětí + 5 V na symetrické o velikosti  $\pm 12$  V. Schéma zapojení je na Obrázku 6.1. V dolní části přípravku je měřený signál zesílen a impedančně přizpůsoben. Díky tomuto zpracování je možné využít celý rozsah A/D převodníku. Impedanční přizpůsobení je realizováno pomocí přístrojového zesilovače INA 128 (Texas Instruments) s nastaveným ziskem 1. Operační zesilovač INA 129 (Texas Instruments) zajišťuje zesílení signálu a má nastavitelný zisk. Schéma zapojení je na Obrázku 6.2.

Pro realizaci A/D převodníku bylo zvoleno zařízení DAQ NI USB-6009 (National Instruments). Propojení do PC je zajištěno pomocí USB. Realizovaná měřicí linka je na Obrázku 6.3.

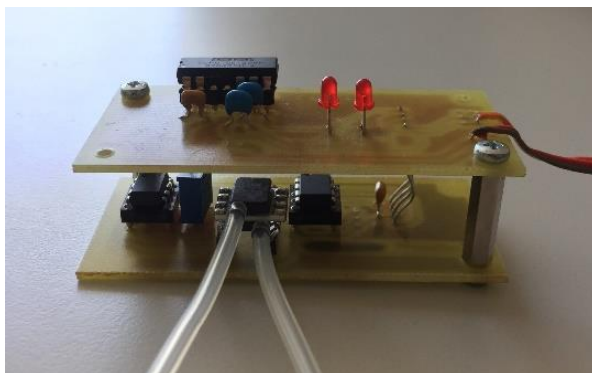


Obrázek 6.1: Schéma zapojení měřicí linky – horní část.



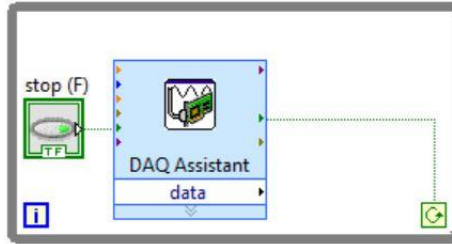


Obrázek 6.2: Schéma zapojení měřící linky – dolní část.

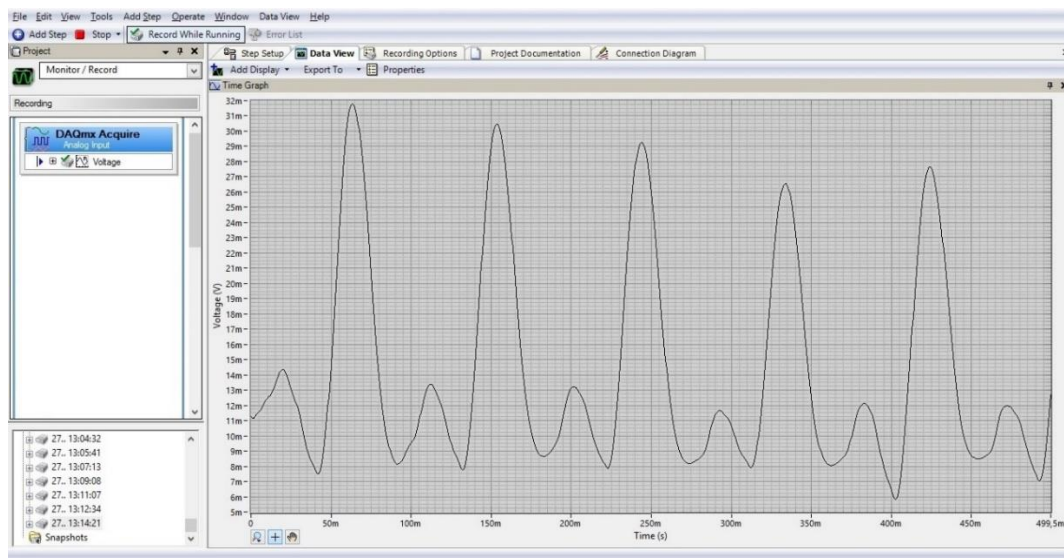


Obrázek 6.3: Foto linky pro měření tlakové difference.

Software pro záznam a vizualizaci byl realizován v prostředí LabView. Byl použit blok *DAQ Assistant*, který poskytuje jednoduché grafické rozhraní pro konfiguraci měření. Při nastavování bloku bylo voleno z předdefinovaných možností. Jako vstup byl zadán dvoukanálový digitální signál, ze kterého se tlaková difference zobrazuje ve voltech (V). Druh záznamu byl vybrán kontinuální s možností zastavení záznamu signálu v jakémkoli čase. Škálování dokáže blok nastavit sám a vzorkovací frekvence byla zvolena 2 kHz. Blokové schéma je na Obrázku 6.3 a dynamické okno programu na Obrázku 6.4.



Obrázek 6.4: Blokové schéma programu pro záznam tlakové diference na průtokovém senzoru v prostředí LabView.



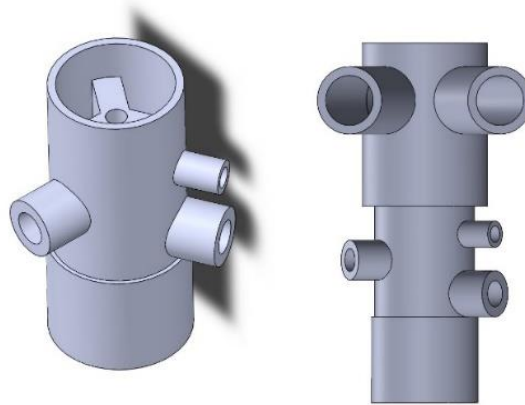
Obrázek 6.5: Dynamické okno po spuštění programu.

## 6.2 Navržený experimentální senzor

Navržený senzor má klasický válcový tvar o celkové délce 36 mm, což se v tomto případě jeví jako minimální nezbytný rozměr pro možnost vložení obstrukce, usazení Y spojky a Life Portu. Vnitřní průměr senzoru je 13 mm, což je stejné jako u Life Port trysky. Ta se do senzoru nasazuje v jeho distální rozšířené části a díky stejným vnitřním rozměrům součástek by mělo být co nejvíce zaručeno lineární proudění média. Odběrná místa situovaná na základní válcové konstrukci senzoru a jsou velikostně (pouze vnější průměr) odlišená pro lepší zapamatovatelnost zapojení senzoru správným směrem. Mrtvý prostor senzoru  $V_D$  byl stanoven na 1,54 ml. Kanály umístěné v obstrukci nebyly od

tohoto objemu odečteny, tudíž skutečný  $V_D$  může být ještě o něco menší. Návrh senzoru je na Obrázku 6.6.

Tvar navržené Y spojky byl zvolen dle standardně využívaných Y spojek v klinické praxi. Jeho výběr ovlivňovaly čistě technické požadavky měřicího okruhu. Oba díly byly zhotoveny pomocí 3D tisku, výsledek je na Obrázku 6.7.



Obrázek 6.6: Navržený průtokový senzor (vlevo), senzor společně s navrženou Y spojkou (vpravo).



Obrázek 6.7: Realizovaný průtokový senzor a Y spojka.

### 6.3 Optimalizovaná armatura Life Port

Life Port armatura byla na jejím proximálním konci zmenšena o 13 mm. Tato úprava zmenšuje mrtvý prostor  $V_D$  okruhu o 0,02 ml a ponechává proximální konec pouze v nezbytné délce pro uchycení k průtokovému senzoru. Výsledek je na Obrázku 6.8.



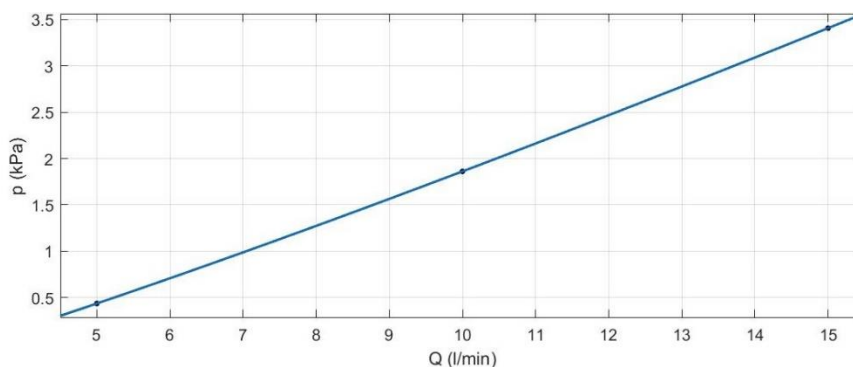
Obrázek 6.8: Optimalizovaná armatura Life Port v porovnání se standardní armaturou.

## 6.4 Charakteristiky průtok – tlak

Z dat o závislosti průtoku a odpovídajícího napětí byly vytvořeny grafy pomocí toolboxu *Curve Fitting Tool* v prostředí Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA), díky kterému bylo možné vykreslit kalibrační křivky senzorů (Grafy 6.1–6.4). U všech senzorů naměřená data nejlépe odpovídala mocninné funkci druhého řádu. Ideální charakteristika by byla lineární funkce, proto byly hodnoty následně proloženy přímkou a byla vypočtena střední kvadratická chyba (RMSE, root mean square error), která vyjadřuje rozdíl mezi naměřenými hodnotami a ideální přímkou. Čím menší její hodnota je, tím více je charakteristika daného senzoru lineární.

Pro senzor Fluke – low flow byla hodnota RMSE chyby stanovena na 0,166 a mocninná funkce přesně prokládající naměřené hodnoty dle rovnice (6.1).

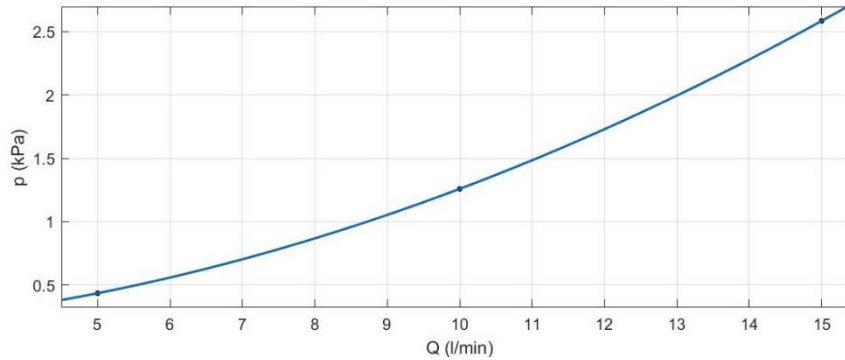
$$Q = 3,876 \cdot P^{0,909} + 3,181 \quad (6.1)$$



Graf 6.2: Charakteristika senzoru Fluke – low flow.

Pro senzor Pedi-Lite byla hodnota RMSE chyby stanovena na 0,945 a mocninná funkce přesně prokládající naměřené hodnoty dle rovnice (6.2).

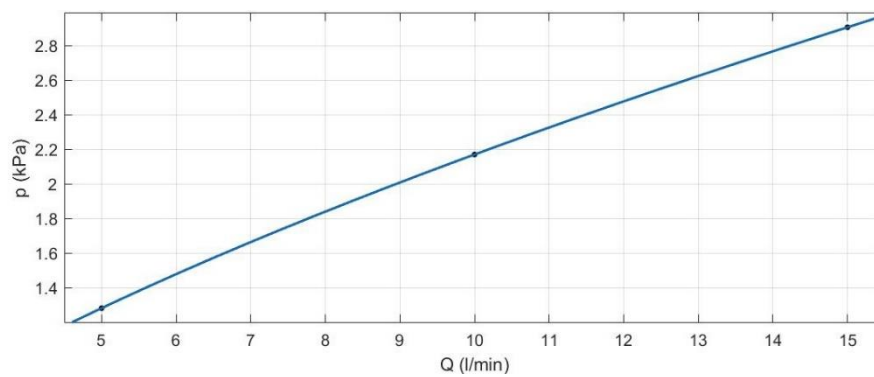
$$Q = 12,040 \cdot P^{0,443} - 3,326 \quad (6.2)$$



Graf 6.1: Charakteristika senzoru Pedi-Lite.

Pro senzor iFlow byla hodnota RMSE chyby stanovena na 0,383 a mocninná funkce přesně prokládající naměřené hodnoty dle rovnice (6.3).

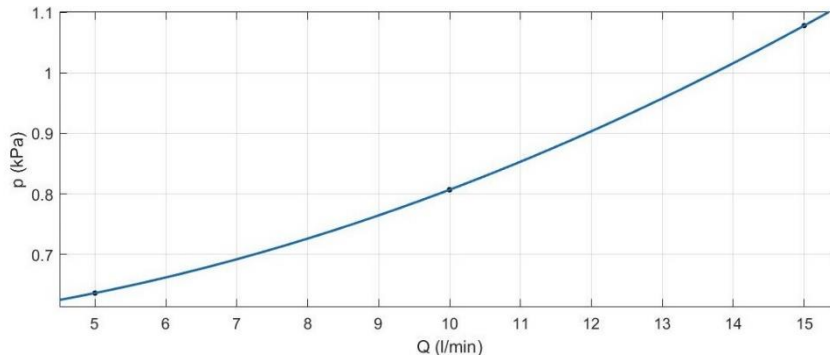
$$Q = 2,919 \cdot P^{1,485} + 0,775 \quad (6.3)$$



Graf 6.3: Charakteristika senzoru iFlow.

Pro experimentální senzor byla hodnota RMSE chyby stanovena na 0,920 a mocnná funkce přesně prokládající naměřené hodnoty dle rovnice (6.4).

$$Q = -21,730 \cdot P^{0,752} + 35,530 \quad (6.4)$$



Graf 6.4: Charakteristika experimentálního senzoru.

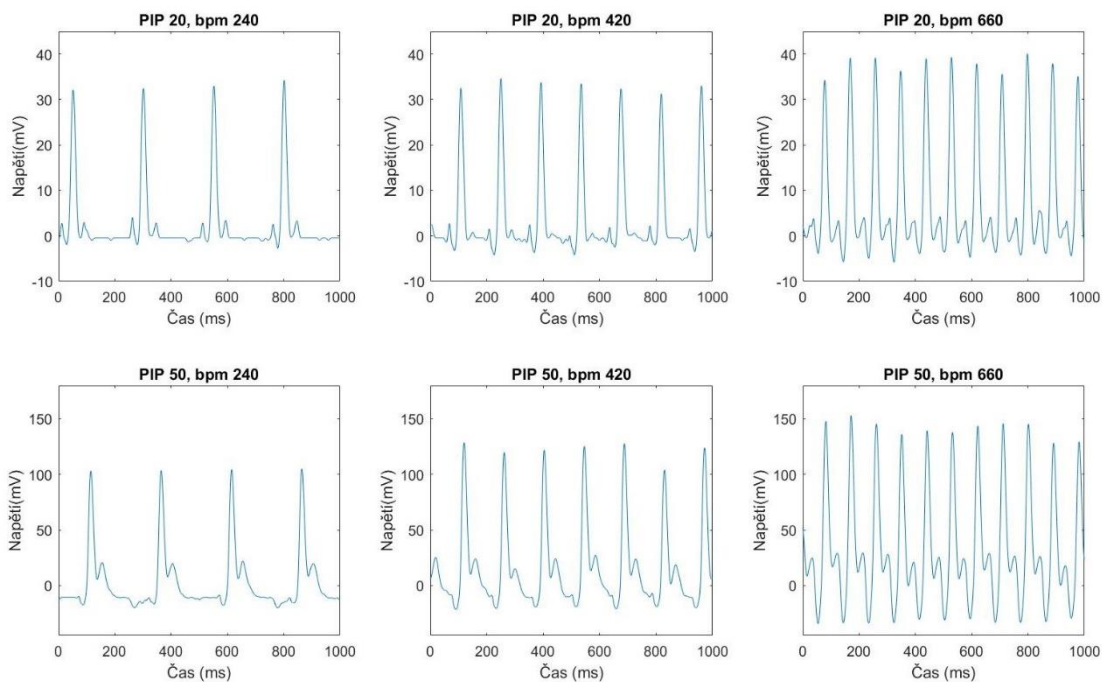
## 6.5 Průběh napěťového signálu

Dalším krokem pro zjištění chování senzoru bylo vykreslení průběhů napětí při jednotlivých nastaveních HFJV ventilátoru dle Tabulky 5.1. Aparatura byla zapojena do základního měřicího okruhu jako na Obrázku 5.8. Ze získaných dat byly v prostředí Matlab vykresleny grafy průběhu napětí v závislosti na čase. Ze získaných průběhů lze vypočítat tlakovou diferenci dle převodní rovnice (5.1) a následně křivky tlakových diferencí senzorů přepočítat na průtok dle rovnic (6.1–6.4) pro jednotlivé senzory.

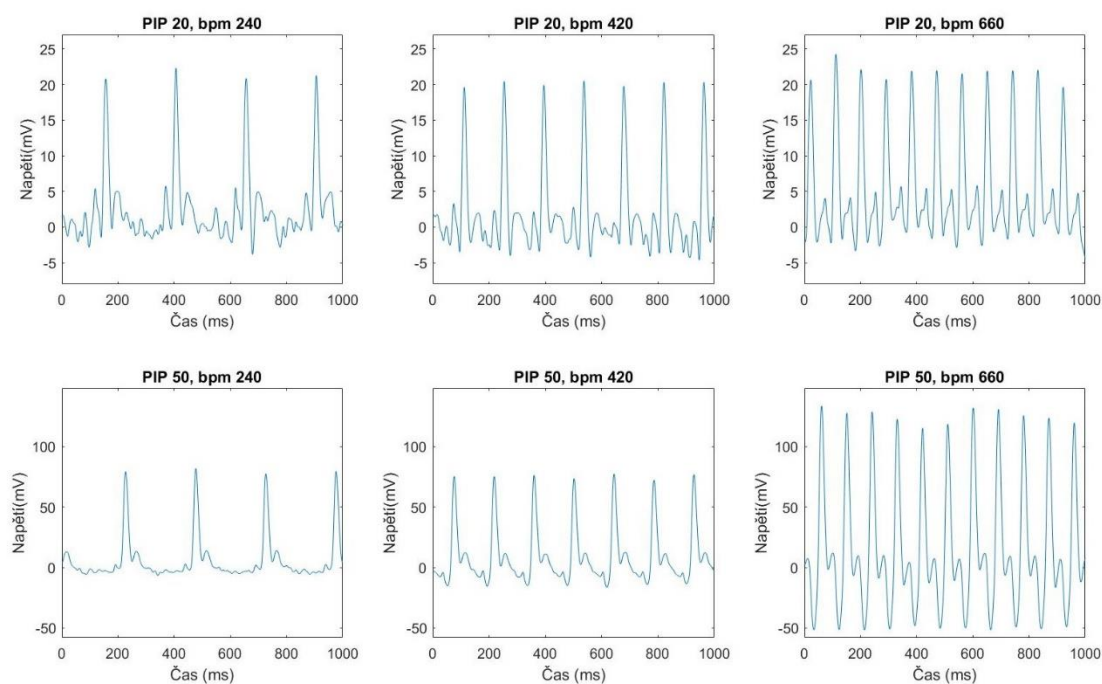
Do ventilačního okruhu byly zapojeny postupně jak všechny tři výše popsané komerčně dostupné senzory, tak i realizovaný experimentální senzor. Každý z nich byl proměřen nejprve s klasickou armaturou Life Port, následně i s optimalizovanou (zkrácenou). Všechny průběhy jsou zobrazeny na Obrázcích 6.9–6.16.

## 6.6 Amplitudové frekvenční spektrum signálů

Za účelem analýzy průběhů napětí jednotlivých senzorů průtoku byla zpracována amplitudová frekvenční spektra signálů, která jsou zobrazena na Obrázcích 6.17–6.24. Spektra jsou zobrazena zvlášť pro každý senzor v kombinaci se standardní Life Port armaturou a s upravenou.

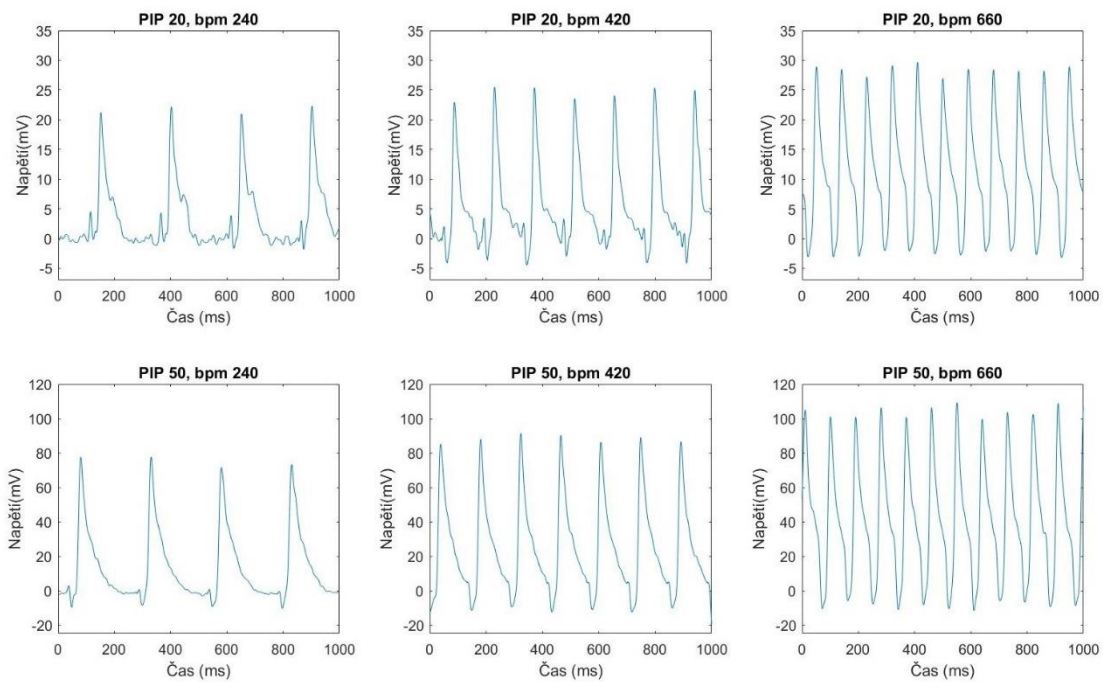


Obrázek 6.9: Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Fluke – low flow v kombinaci se standardní armaturou Life Port.

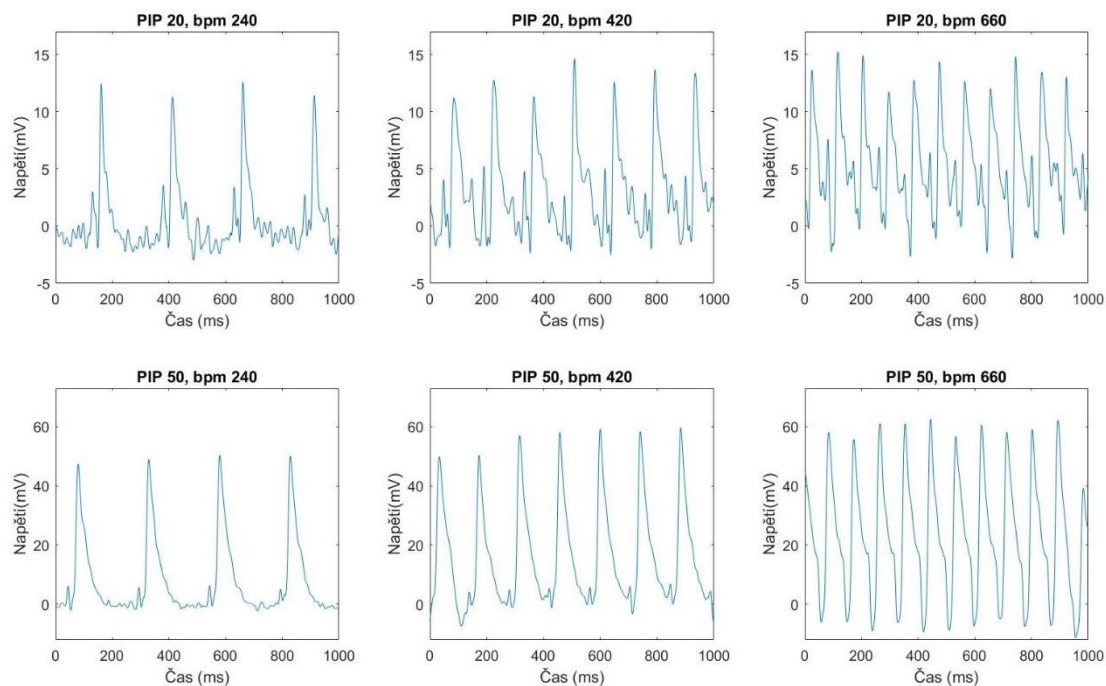


Obrázek 6.10: Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Fluke – low flow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.



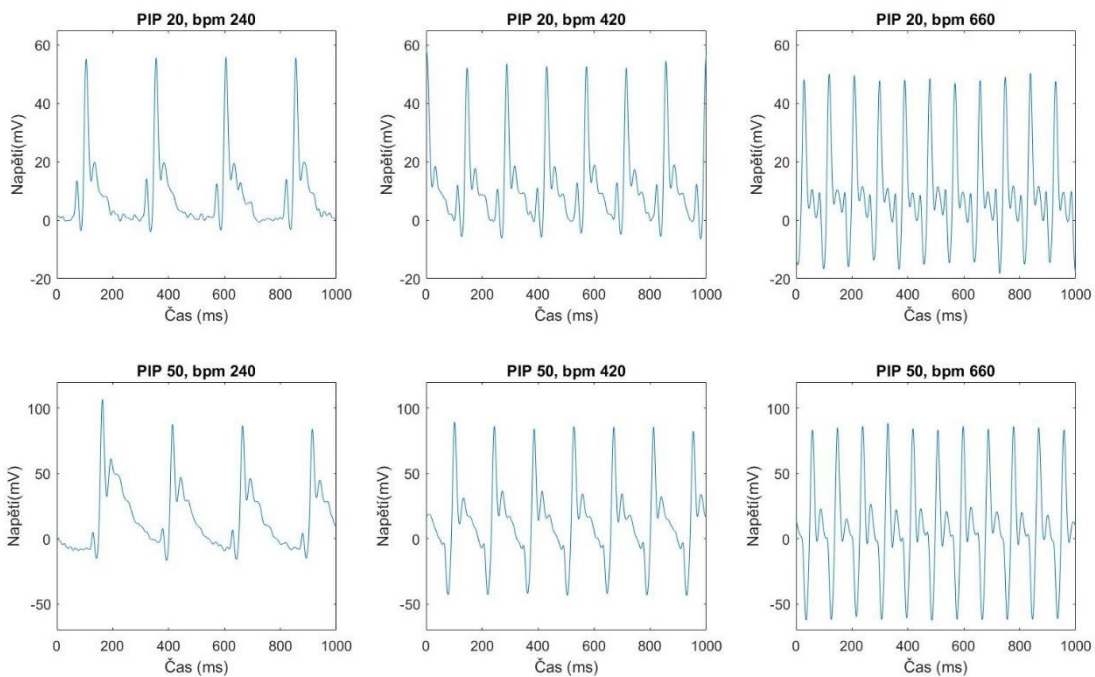


Obrázek 6.11: Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Pedi-Lite v kombinaci se standardní armaturou Life Port.

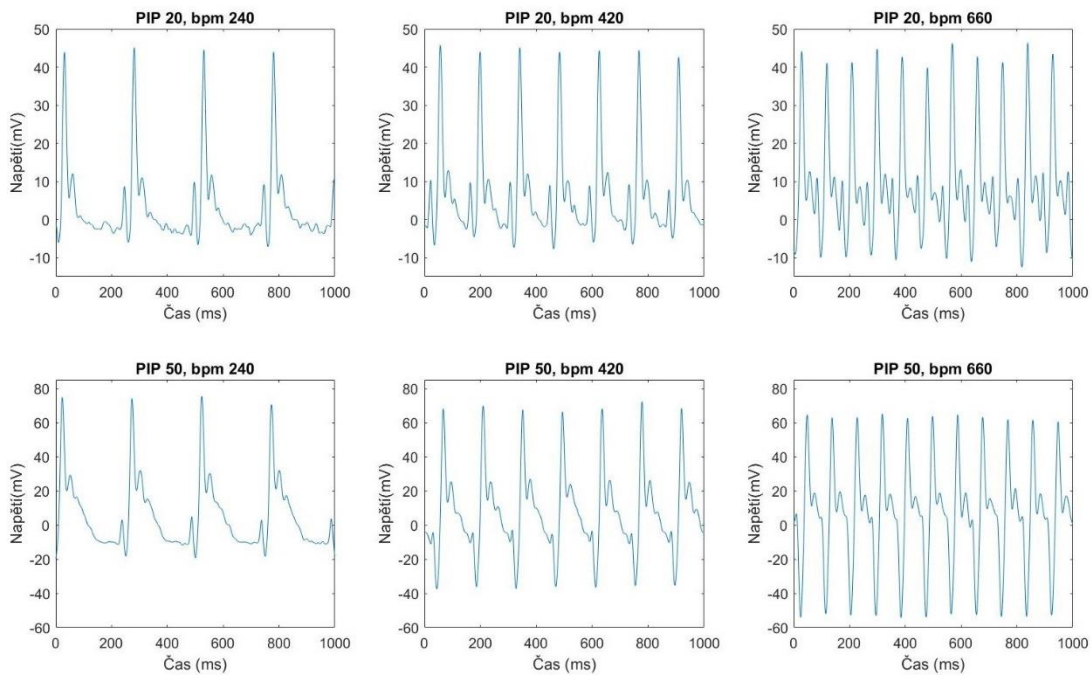


Obrázek 6.12: Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru Pedi-Lite v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.

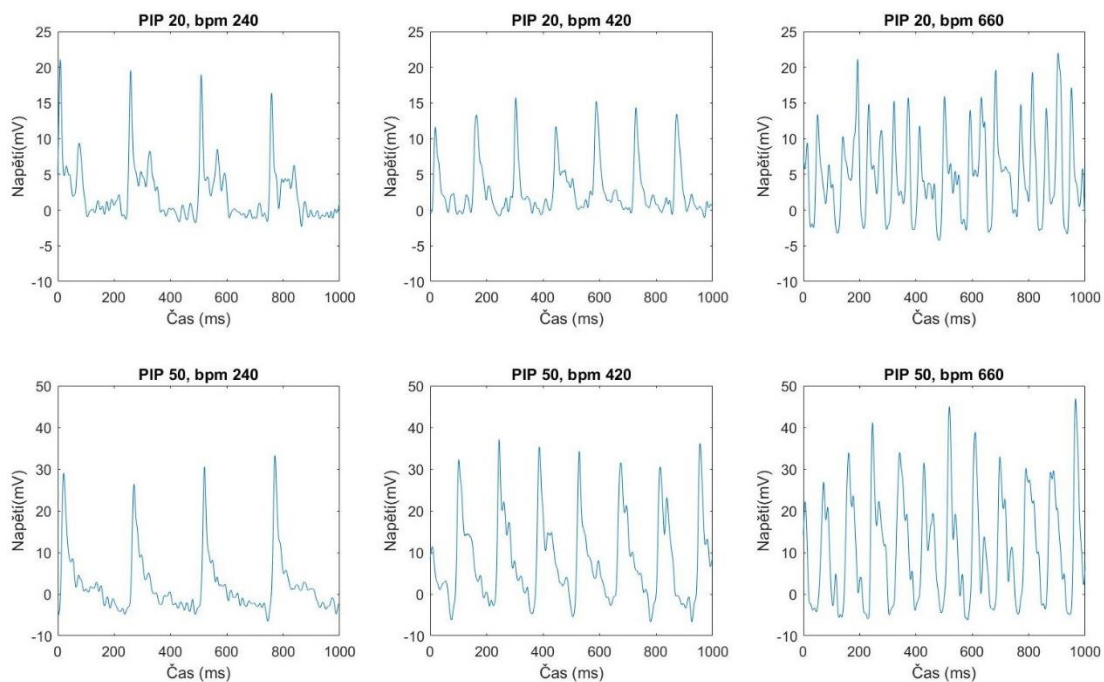




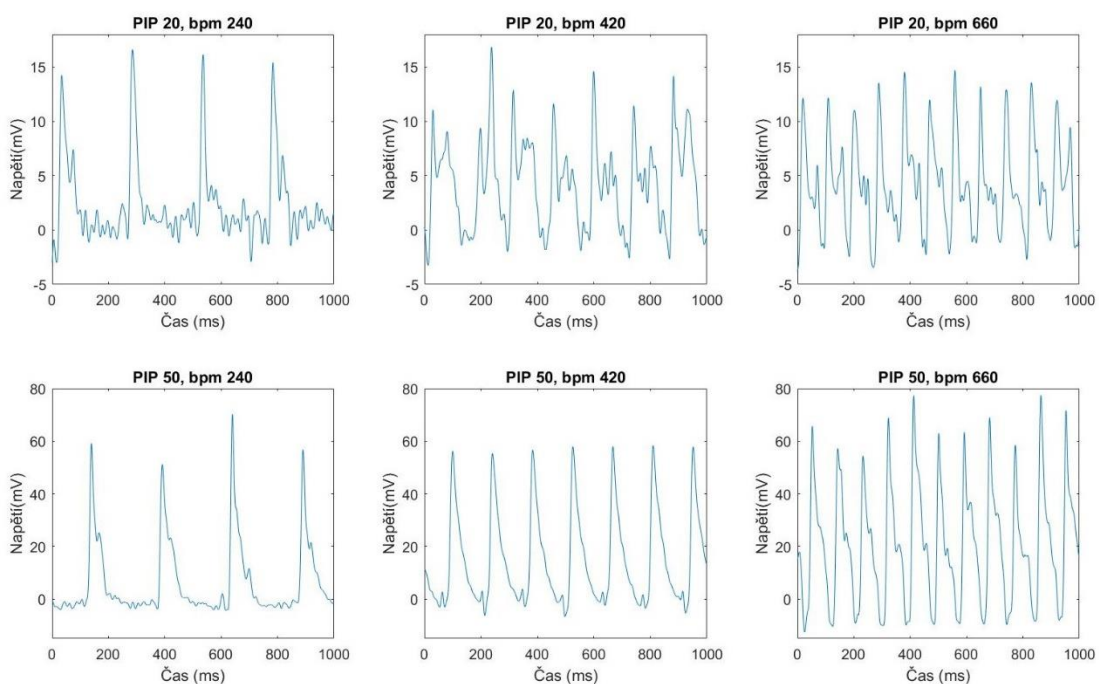
Obrázek 6.13: Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru iFlow v kombinaci se standardní armaturou Life Port.



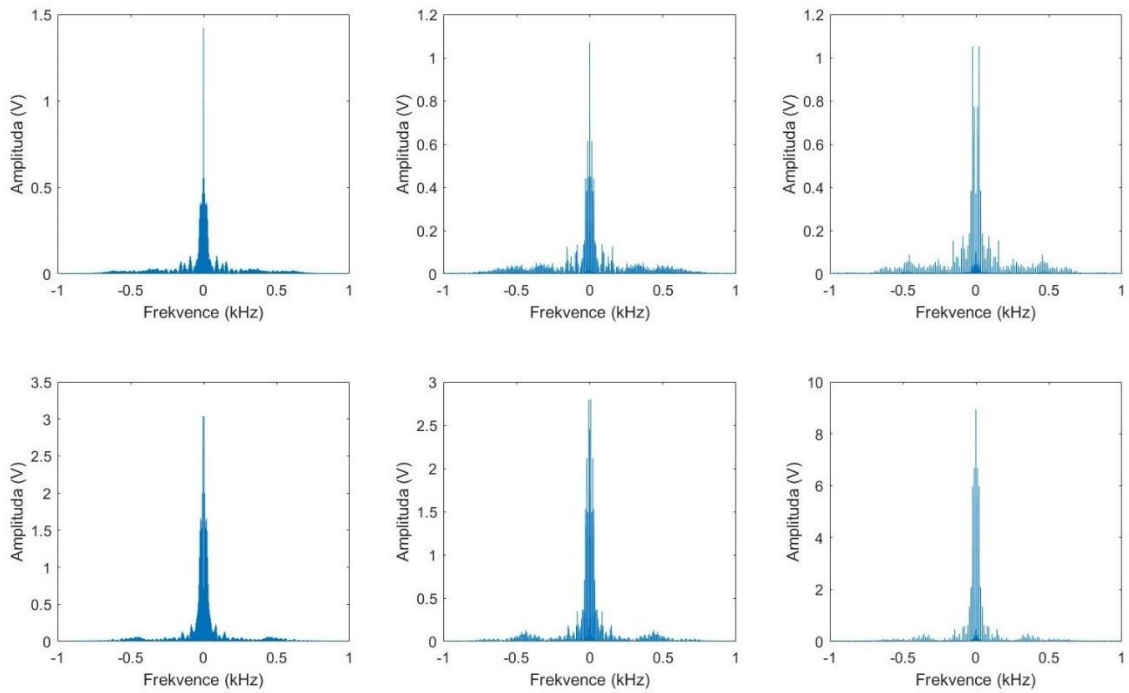
Obrázek 6.14: Průběh napětí v závislosti na čase u senzoru iFlow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.



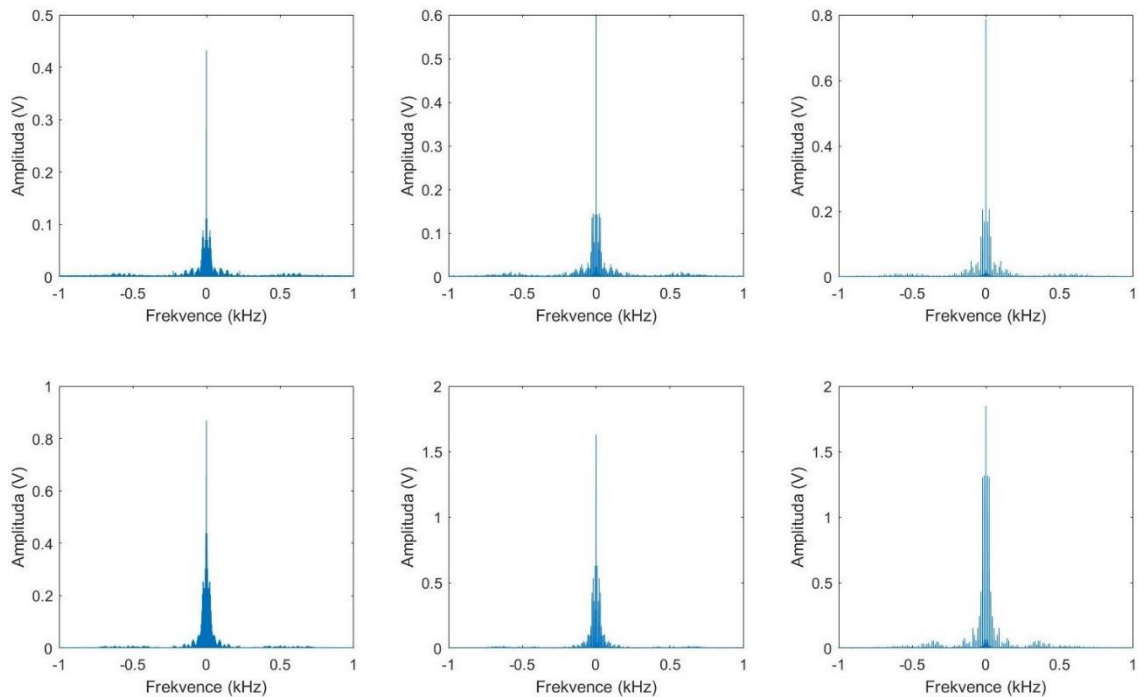
Obrázek 6.15: Průběh napětí v závislosti na čase u experimentálního senzoru v kombinaci se standardní armaturou Life Port.



Obrázek 6.16: Průběh napětí v závislosti na čase u experimentálního senzoru v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.

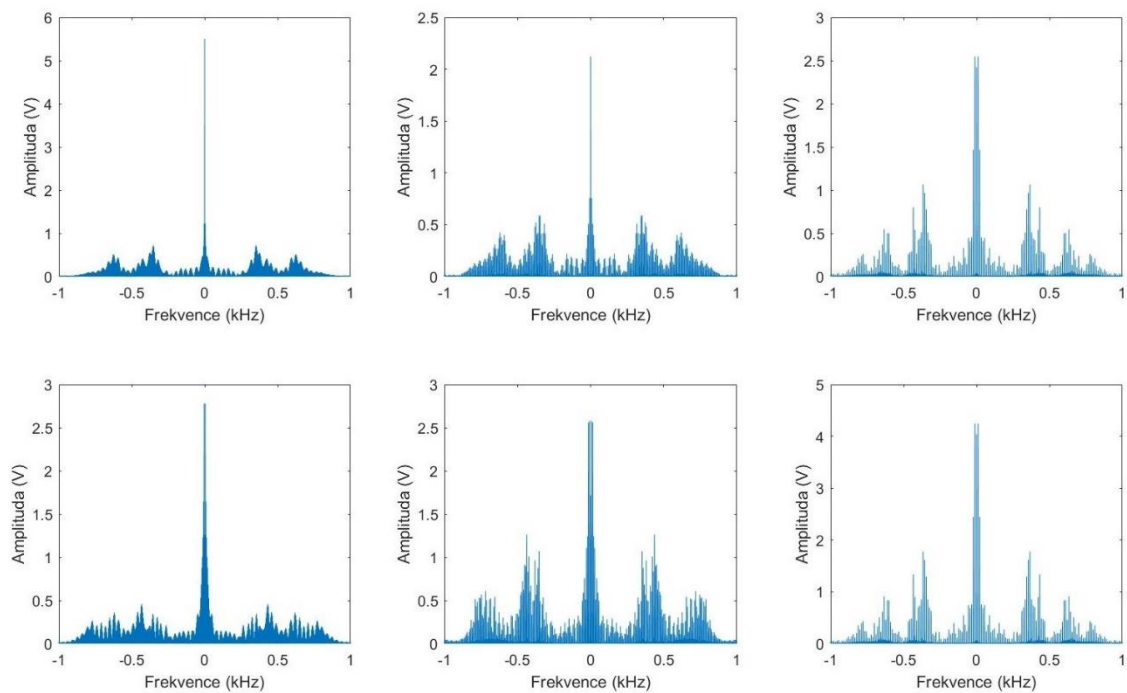


Obrázek 6.17: Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Fluke – low flow v kombinaci se standardní armaturou Life Port.

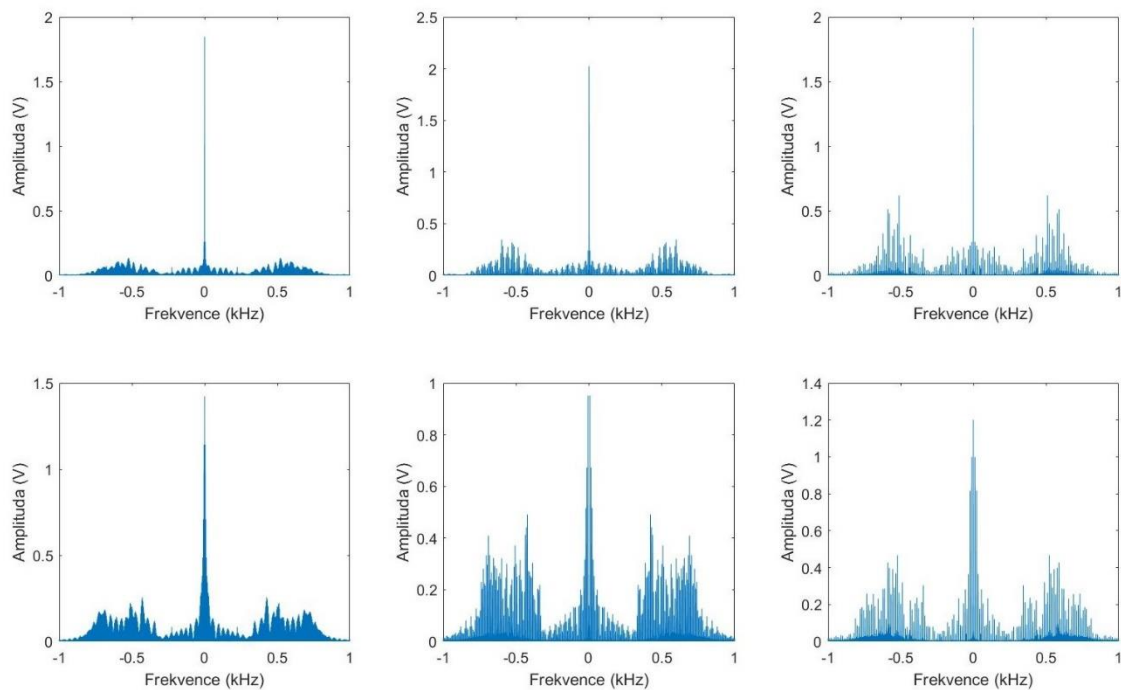


v

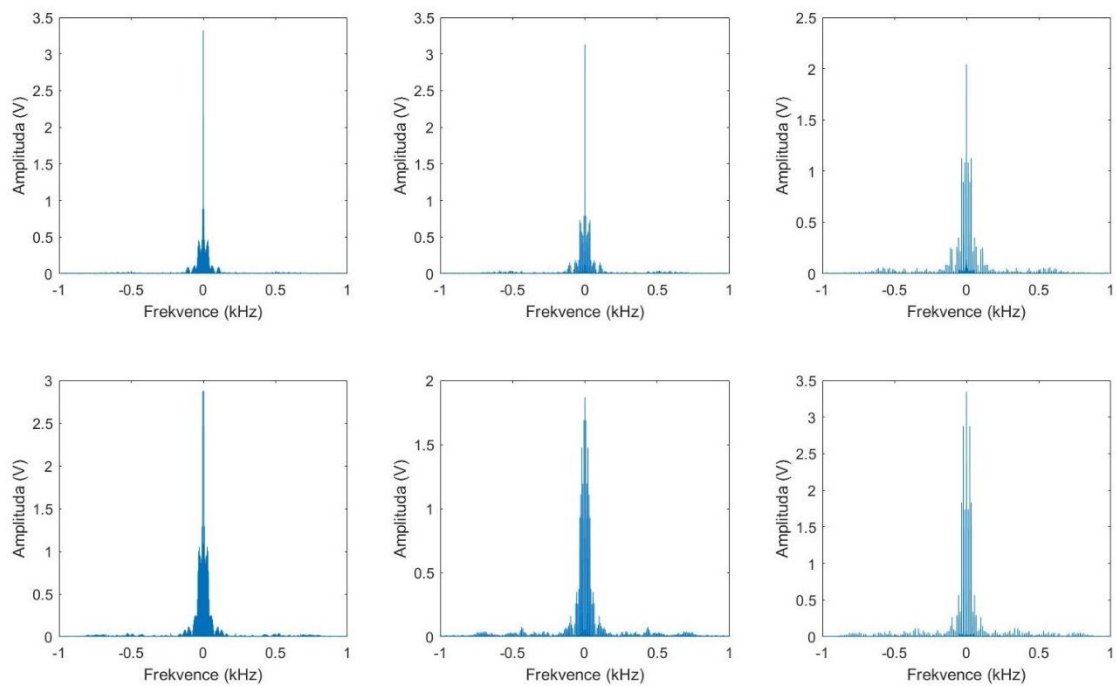
Obrázek 6.18: Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Fluke – low flow v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.



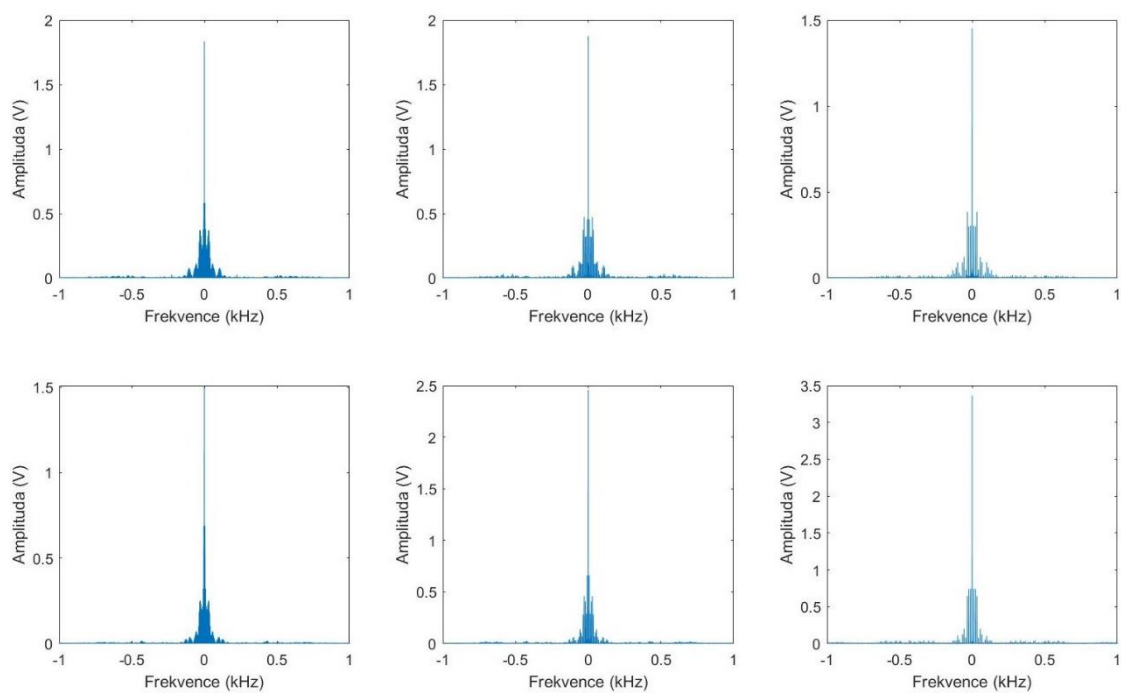
Obrázek 6.19: Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Pedi-Lite v kombinaci se standardní armaturou Life Port.



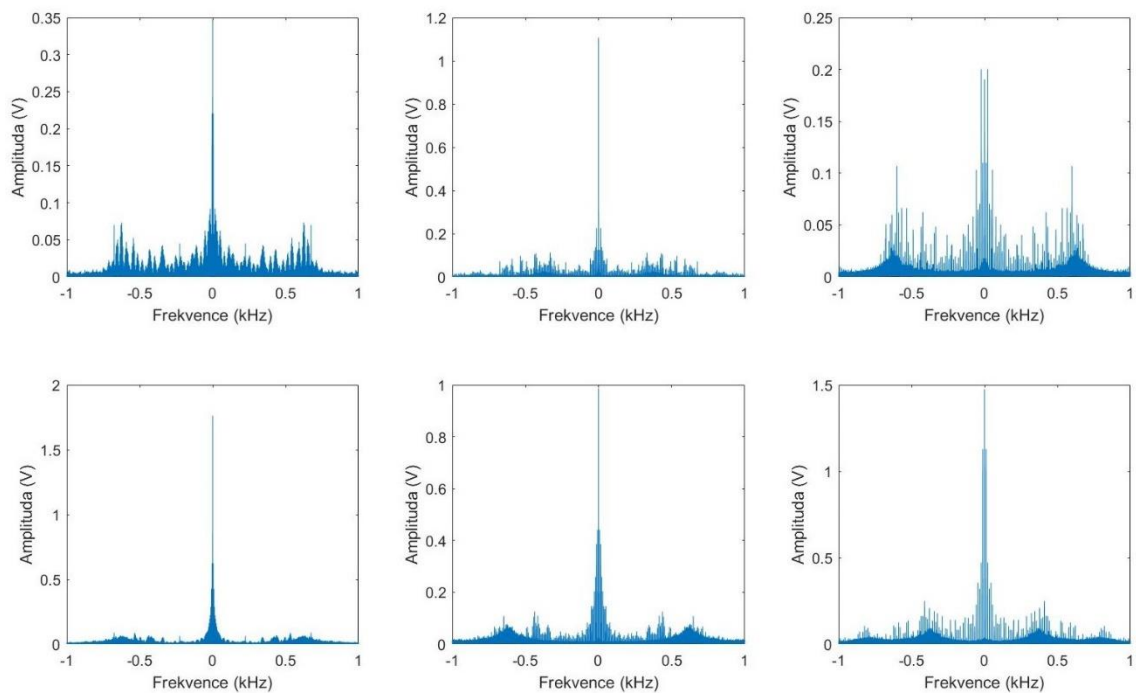
Obrázek 6.20: Amplitudové frekvenční spektrum senzoru Pedi-Lite v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.



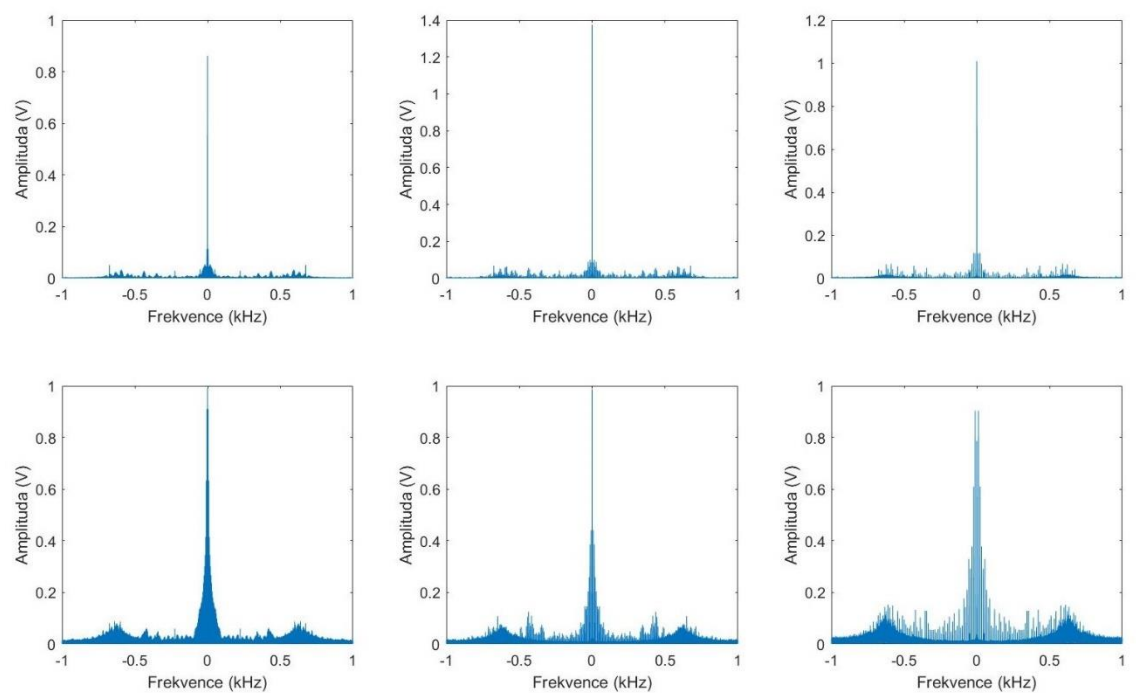
Obrázek 6.21: Amplitudové frekvenční spektrum senzoru iFlow v kombinaci se standardní armaturou Life Port.



Obrázek 6.22: Amplitudové frekvenční spektrum senzoru iFlow v kombinaci s upravenou tryskou Life Port.



Obrázek 6.23: Amplitudové frekvenční spektrum experimentálního senzoru v kombinaci se standardní armaturou Life Port.



Obrázek 6.24: Amplitudové frekvenční spektrum experimentálního senzoru v kombinaci s upravenou armaturou Life Port.

## 6.7 Průtok a identifikace dechových objemů

Z výsledků v předchozí kapitole (6.4 Charakteristiky průtok – tlak) lze provést přepočítání na průtok pomocí převodní rovnice (5.1) a jednotlivých charakteristik senzorů. V zaznamenaných datech můžeme pozorovat jak inspirium, tak i expirium. V tomto případě jsou relevantní pouze hodnoty představující inspirium, expirační hodnoty bylo tedy třeba z průběhů odstranit. Toho lze docílit pomocí úprav signálu v prostředí Matlab, kde je možné použít funkci *Threshold* a odfiltrovat hodnoty menší než daná prahová hladina. Ze znalosti délky dechu lze vymežit a jejich integrací stanovit dechový objem  $V_{TE}$ .

Dechové objemy, konkrétně jejich průměr, medián, směrodatná odchylka a variační koeficient byly spočítány pro experimentální senzor a komerčně dostupný senzor Fluke, aby byla zajištěna možnost porovnání dat. Výsledky jsou zobrazeny v Tabulkách 6.1 a 6.2.

Tabulka 6.1: Statistické zpracování dechových objemů senzoru Fluke.

Frekvence dechů (dechy/min)	PIP (cmH <sub>2</sub> O)	Průměr $V_{TE}$ (mL)	Medián (mL)	Směrodatná odchylka (mL)	Variační koeficient
240	20	1,289	1,512	0,127	0,099
420		1,280	1,279	0,039	0,030
660		1,209	1,547	0,148	0,122
240	50	1,402	1,121	0,162	0,116
420		1,411	1,230	0,163	0,115
660		1,432	1,496	0,121	0,084

Tabulka 6.2: Statistické zpracování dechových objemů experimentálního senzoru.

Frekvence dechů (dechy/min)	PIP (cmH <sub>2</sub> O)	Průměr V <sub>TE</sub> (mL)	Medián (mL)	Směrodatná odchylka (mL)	Variační koeficient
240	20	2,140	1,139	0,572	0,267
420		1,141	1,078	0,324	0,283
660		1,937	1,247	0,531	0,274
240	50	1,549	0,941	0,612	0,395
420		1,492	0,994	0,426	0,286
660		1,471	0,935	0,234	0,159



## 7 Diskuse

Bylo zjištěno, že senzor průtoku v expirační části okruhu HFJV lze realizovat jako diferenční průtokoměr s obstrukcí a odběrným systémem uvnitř. Dá se však předpokládat, že obstrukce musí mít zaoblený tvar, aby bylo u vstupů odběrných kanálů minimalizováno turbulentní proudění. Dalším důležitým faktorem je průtočný odpor  $R_p$ , který by měl být minimalizován, což u realizace senzoru pomocí 3D tisku není zaručeno. Zmenšování mrtvého prostoru  $V_D$  se neprojevilo jako nejdůležitější faktor kvality signálu. Stejně tak dráha pro linearizaci proudění.

Navržený a sestrojený HW se osvědčil jako funkční pro danou aplikaci. Určitý vliv na kvalitu získaných dat má délka hadiček, které spojují měřící linku a senzor. Je vhodné tuto vzdálenost minimalizovat, aby během přenosu nedocházelo k případnému rušení a zkreslení signálu. V průběhu realizovaného experimentu byly měřící hadičky poměrně dlouhé z důvodu uspořádání měřící soustavy. Lze tedy očekávat, že naměřená data mohou být mírně zkreslena kvůli této vzdálenosti. Vzhledem k tomu, že experiment probíhal totožně pro všechny senzory, které jsou následně porovnávány mezi sebou, není toto zkreslení příliš přitěžující okolností. Navržený SW se také osvědčil jako vhodný pro danou aplikaci. V našem případě sloužil pouze k záznamu hodnot a kontrolní vizualizaci během měření. Data byla dále zpracovávána v prostředí Matlab, které nabízí větší škálu funkcí.

Tato práce se zabývá tlakovými diferenčními senzory průtoku typu clona především pro jejich snadnou modifikaci a výrobu pomocí 3D tisku. Teplotní senzory typu hot-wire jsou problematické v tom ohledu, že potřebují delší dráhu na linearizaci proudění a termické čidlo musí být uvnitř ukotveno určitým systémem, kolem kterého se následně tvoří turbulentní proudění. V teoretické části byl dále diskutován pneumotachograf a ultrazvukový senzor. První zmíněný má velký průtočný odpor, druhý z nich je zatím komerčně nedostupný pro takto malé průtoky čistého média, tudíž by výsledky nebylo možné porovnávat s případným experimentálním senzorem.

## 7.1 Komerčně dostupné senzory průtoku

V praktické části této práce byly analyzovány celkem tři komerčně dostupné senzory, každý v kombinaci se standardní a upravenou armaturou Life Port. Z naměřených dat byly následně vykresleny křivky průběhů napětí, resp. průtoků pro jednotlivé senzory. Dále byla vytvořena jejich amplitudová frekvenční spektra na jednotlivých nastaveních HFJV ventilátoru.

Průběh napětí v závislosti na čase jednotlivých tryskových dechů je charakteristický velmi strmou náběžnou hranou a pomalejší sestupnou hranou. Délku trvání inspiria (strmá náběžná hrana) lze ovlivnit nastavením HFJV ventilátoru, v tomto případě se jednalo o dobu 20 ms. Maximální napětí se u senzorů pohybuje v řádu desítek mV. Jeho velikost je ovlivněna především nastavenou PIP hodnotou na ventilátoru HFJV. Při PIP 20 cmH<sub>2</sub>O bylo naměřeno maximální napětí přibližně 70 mV, zatímco u PIP 50 cmH<sub>2</sub>O téměř 200 mV. Tyto hodnoty jsou však poměrně individuální, protože je může ovlivňovat průtočný odpor  $R_P$  daného senzoru, jeho konstrukce či materiál, ze kterého je vyroben.

Na zaznamenaných průbězích napětí v čase jsou patrné výrazné odlišnosti u jednotlivých senzorů. Na tento fenomén má pravděpodobně vliv tvar obstrukce. U senzorů Fluke a iFlow je její tvar na koncích zaoblený, naopak u Pedi-Lite jsou konce ostré. Dalším podstatným rozdílem je to, že u prvních dvou zmíněných senzorů zasahuje obstrukce většinou do celé části, která se při zapojení překrývá buď s přívodem směsi plynu z CV či prvkem Life Port, naopak u Pedi-Lite je umístěna do střední části senzoru a není překrývána jinými součástmi ventilačního okruhu. Zaoblený tvar obstrukce společně s její větší integrací do okruhu se zdá být vhodným řešením. Tento fakt potvrzují amplitudová frekvenční spektra takto konstruovaných senzorů, kde je patrné, že v signálu se objevují převážně nižší frekvence s větší amplitudou. U senzoru s obstrukcí a ostrými hranami se objevují i nežádoucí nižší frekvence, což je patrné i z průběhu napětí v čase. Tyto signály zůstávají i po filtraci dat zřetelně zvlněné především v oblastech mezi jednotlivými tryskovými dechy či na jeho sestupné hraně, což ovlivňuje integraci křivky průtoku, tedy výpočet  $V_{TE}$ .

Z frekvenčních amplitudových spekter je patrné, že u všech senzorů jsou dominantní nízké kmitočty s vysokou amplitudou, především složka stejnosměrná, zatímco vyšší složky mají rozdílnou velikost u každého z nich. Kvalita získaného signálu je úzce propojena s tvarem frekvenčního spektra. V čím vyšší míře se v něm vyskytují vysoké kmitočty, tím je signál méně kvalitní a je komplikovanější stanovit dodaný dechový objem  $V_{TE}$ . Cílem ideálního senzoru průtoku je tedy dosáhnout kvalitního záznamu průběhu tlakové diference na čase což se projeví spektrem s absencí vysokých frekvenčních složek. Nejlépe se v tomto ohledu osvědčily senzory Fluke a iFlow, u kterých se sice vyskytují i vyšší kmitočty, nicméně mají zanedbatelnou amplitudu oproti dominantním nižším kmitočtům. Naopak u senzoru Pedi-Lite můžeme pozorovat značně vyšší amplitudy vysokých frekvencí.

Obecně lze tvrdit, že zkrácená Life Port armatura snižuje amplitudu většiny frekvenčních složek signálu. V některých případech (např. senzor Fluke) by se tedy z amplitudových frekvenčních spekter mohlo zdát, že signál je kvalitnější při použití zkráceného prvku Life Port, nicméně zde pouze dochází ke snížení celkové amplitudy signálu, tudíž nejsou vyšší frekvenční složky v amplitudových spektrech tolik patrné. Cílem úpravy bylo dosažení menšího  $V_D$ , nicméně snížení amplitudy bude pravděpodobně způsobeno zvýšením  $R_P$  po provedení této modifikace. Upravená armatura sice zapadá celou svou proximální částí do senzoru, ale distální části komerčně dostupných senzorů jsou příliš dlouhé, tudíž zde vzniká hrana, na které se tvoří turbulentní proudění. Pokud se podíváme na průběhy napětí v čase, jde zde patrné, že lepších výsledků bylo dosaženo s tryskou klasickou. Tento fakt nejvíce můžeme pozorovat u senzoru Fluke. V případě Pedi-Lite tato úprava pouze podpořila zhoršení signálu. Poměrně konstantní výsledků jak s klasickou tryskou, tak s upravenou bylo dosaženo u senzoru iFlow, z čehož by se dalo usuzovat na vyšší robustnost tohoto senzoru.

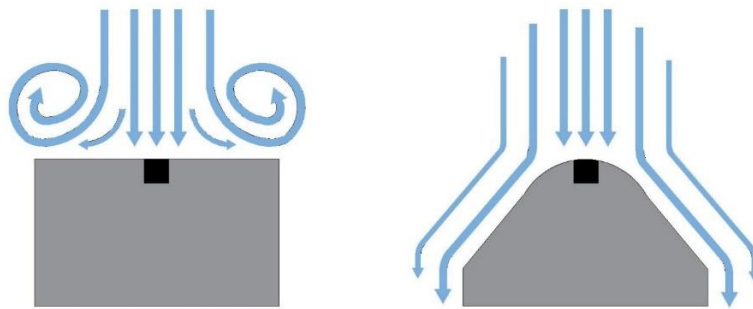
## 7.2 Experimentální senzor průtoku

Funkční vzorek průtokového senzoru byl namodelován v programu SolidWorks a vytištěn pomocí 3D tisku. Stejně tak bylo postupováno i při návrhu Y spojky. Hlavním cílem při jeho návrhu bylo minimalizování  $V_D$ . Délka senzoru se odvíjí především od velikosti vnitřní obstrukce a nutnosti uchycení senzoru do ventilačního okruhu. Obstrukce

měří 2 cm a jsou v ní umístěny kanály, které ústí do odběrných míst. Tato délka se zdála jako dostatečná, aby byla zajištěna vhodná citlivost senzoru. Je možné, že pokud by byly odběrné kanály kratší docházelo by ke zkreslení dat. Třetí odběrné místo sloužící pro analýzu proudícího média nebylo v této aplikaci využito a při experimentech bylo zaslepeno, nicméně je na modelu umístěno pro případné použití v dalších aplikacích.

U průběhu napětí v závislosti na čase můžeme pozorovat, že signál je značně nekvalitní. Náběžná hrana jednotlivých tryskových dechů je sice zachována, hrany sestupné a úseky mezi dechy jsou však více či méně zvlňeny. U vyšší hodnoty PIP se kvalita signálu zvyšuje, což by mohlo být způsobeno vnitřním povrchem senzoru, kdy jsou při rychlejší proudění lépe překonávány menší nerovnosti bez vzniku turbulentního proudění. Obecně lze však tvrdit, že senzor se chová lépe při nastavení nižších frekvencí tryskových dechů na ventilátoru HFJV. Z toho vyplývá, že není vhodný pro měření průtoku u tryskové ventilace. Lepších výsledků by mohlo pravděpodobně být dosaženo u ventilace konvenční.

Tvar obstrukce vyšel z měření jako ne příliš vhodný. Na obou koncích, kde vstupuje proud vzduchu do odběrného kanálu, jsou ostré hrany, které v okolí tvoří nežádoucí turbulentní proudění. Ve frekvenčním spektru toto proudění můžeme pozorovat v podobě vyšších frekvencí. Tento fenomén se projevil i u senzoru Pedi-Lite, který má stejný tvar obstrukce. Situace je znázorněna na Obrázku 7.1.



Obrázek 7.1: Turbulentní proudění vznikající na překážce s ostrými hranami (vlevo), zaoblená překážka bez vzniku turbulentního proudění (vpravo).

Při kombinaci experimentálního senzoru s optimalizovanou Life Port armaturou došlo ke zlepšení kvality signálu, jak lze pozorovat i ve frekvenčním spektru. Tryska byla

upravena tak, aby se dali spolu se senzorem kompletně upevnit do sebe a netvořily se uvnitř nové hrany ani žádný  $V_D$  navíc. Můžeme tedy tvrdit, že pokud jsou prvky v obvodu upraveny tak, aby byly vzájemně zcela kompatibilní, dochází ke zlepšení funkčnosti senzoru.

Vzhledem k situaci, která panovala během vytváření experimentálního senzoru, byl vytištěn pouze na domácí 3D tiskárně. Dá se předpokládat, že pokud by jeho výroba proběhla na kvalitnější tiskárně, byly by i výsledky měření o něco příznivější. Jako jeden z hlavních nedostatků vytvořeného vzorku se jeví jeho struktura, která je nerovná, což způsobuje změny v proudění uvnitř senzoru a ty jsou následně zaznamenány citlivou linkou pro měření tlakové diference na odběrných místech senzoru. Nerovnosti ploch navíc zvyšují  $R_P$  senzoru, což by v klinické praxi negativně ovlivňovalo eliminaci  $CO_2$  z ventilačního režimu. Detail nerovností uvnitř senzoru je zobrazen na Obrázku 7.2. Pro optimalizaci zaznamenaných dat by bylo třeba plochy zhladit, což není vzhledem k vnitřní struktuře a velikosti senzoru v tomto případě možné.

Do budoucna by při výrobě podobných senzorů bylo vhodné v případě 3D tisku využít kvalitnější tiskárny, která by vytvořila hladší povrchy. Případným dalším řešením výroby senzorů by mohla být výroba pomocí lití plastu do forem či výroba z jednoho kusu materiálu (ideálně kov) a dotvarování pomocí obrábění. Nicméně jednou z velkých výhod 3D tisku je jeho cena. Materiál na výrobu takto malých součástek se cenově pohybuje v rámci desítek korun. Ostatní navržené postupy by byly zcela jistě mnohem více finančně náročné.



Obrázek 7.2: Vytištěný senzor průtoku.

### 7.3 Srovnání proměřených senzorů průtoku

Ze získaných poznatků můžeme tvrdit, že průtok v okruhu HFJV ventilace lze měřit i komerčně dostupnými tlakovými diferenčními senzory, které k tomu nejsou primárně určeny, nicméně je důležitý jejich výběr. Z experimentálního měření lze usuzovat, že senzory určené pro nižší průtoky jsou pro tuto aplikaci vhodnější. Zároveň se ukázalo, že jak dráha pro linearizaci proudění, tak  $V_D$  u těchto senzorů nehraje nejdůležitější roli. Tyto faktory jsou zajisté důležité při konstrukci senzoru a je potřeba je zohledňovat při jeho návrhu, nicméně jako mnohem více ovlivňující faktor se projevil tvar obstrukce a míra jeho integrace do obvodu. V tabulce 7.1 jsou uvedeny celkové délky jednotlivých senzorů a jejich  $V_D$ .

Z naměřených závislostí napětí na čase a frekvenčních amplitudových spekter se zdá být nejvhodnější senzoru Fluke, zatímco Pedi-Lite nejméně vhodný. Oba mají nejvyšší  $V_D$  a zároveň jsou nejdelší ze všech testovaných. I za těchto podmínek jsou jejich výsledky velice odlišné. Zásadním rozdílem u nich je tvar obstrukce a míra její integrace do obvodu. Experimentální senzor má poměrně malý  $V_D$  a jeho délka je nejkratší ze všech testovaných. Naměřené průběhy jsou viditelně ovlivněné turbulentním prouděním, což dokazují i amplitudová frekvenční spektra. Můžeme tvrdit, že uvažování  $V_D$  jako hlavního ovlivňujícího faktoru, a tedy snaha o jeho minimalizaci, není nejvhodnější strategií a je potřeba soustředit se i na jiné faktory. Tyto poznatky vedou k výše zmíněnému tvrzení, že především tvar obstrukce, ale i výrobní technologie jsou zásadní pro optimální funkci průtokového senzoru v okruhu HFJV.

Tabulka 7.1: Celková délka a  $V_D$  jednotlivých senzorů.

Typ senzoru	Mrtvý prostor $V_D$ (mL)	Celková délka (mm)
<b>Pedi-Lite</b>	2,5	70
<b>Fluke – low flow</b>	2	50
<b>iFlow 40 S</b>	1,26	46
<b>Experimentální</b>	1,54	36

Identifikace dechových objemů byla vypočtena pro experimentální a Fluke senzor. U experimentálního nelze často jednoznačně identifikovat jednotlivé tryskové dechy, především u vyšších frekvencí, což značně stěžuje statistické zpracování. Vypočtené průměrné dechové objemy  $V_{TE}$  nejsou sice tolik odlišné od těch u senzoru Fluke, nicméně jak směrodatná odchylka, tak variační koeficient vycházejí velice vysoké, což poukazuje na velkou variabilitu dat ve vzorku. Také rozdíly mezi průměrným  $V_{TE}$  a jeho mediánem jsou signifikantní, lze tedy usuzovat, že data nepocházejí z normálního rozložení. Tato statistická data jen potvrzují nedostatky senzoru, které jsou patrné i v závislostech průběhu napětí na čase a frekvenčním spektru. Výpočtem dechových objemů u HFJV se zabývá studie [3]. Výsledky naměřené z tlakového diferenčního senzoru byly porovnány s výsledky z rigidního modelu plic. Měřeno bylo na osmi frekvencích tryskového ventilátoru Bunnell v rozmezí 240–660 bpm. Dechy stanovené clonou se pohybovaly v rozmezí 1,300 mL až 1,748 mL, u rigidního modelu plic se jednalo o hodnoty 1,341 mL až 1,868 mL. [3] V našem případě se vypočtené dechové objemy u experimentálního senzoru pohybovaly v rozmezí 1,141 mL až 2,140 mL. Lze tedy usuzovat, že navržený senzor má potenciál pro optimální měření dechových objemů, pokud by došlo k odstranění konstrukčních vad.

## 8 Závěr

Hlavním zjištěním této práce je, že měření dechového objemu v expirační části HFJV okruhu je realizovatelné za pomoci senzoru s tlakovou diferencí, přesnost a kvalita měření však závisí na použité výrobní technologii senzoru a tvaru obstrukce. Navržený HW i SW pro měření tlakové difference se ukázali jako funkční a vhodné k použití u vysokofrekvenční tryskové ventilace.

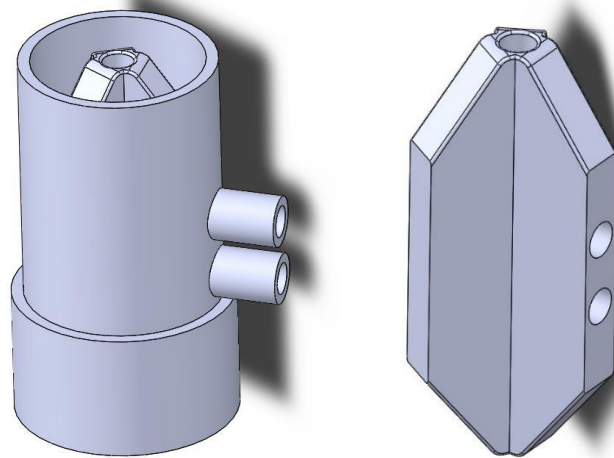
Z naměřených charakteristik lze usoudit, že jako nejvhodnější senzor ze všech testovaných se jeví Fluke – low flow. Při proložení závislosti tlaku na průtoku lineární přímkou vyšla střední kvadratická odchylka RMSE 0,166, což značí poměrně lineární závislost. U průběhu napětí na čase lze pozorovat jednotlivé tryskové dechy s hladkou náběžnou i sestupnou hranou pouze s malými výkyvy před a za špičkami tryskových dechů, které jsou pravděpodobně způsobeny setrvačností proudění média. Tomu odpovídají i amplitudová frekvenční spektra kde dominují nízké frekvence. Senzor byl proměřen i s optimalizovaným prvkem Life Port, tato úprava se však neprojevila jako vhodná. Naopak nejméně vhodným senzorem z komerčně dostupných se projevila Pedi-Lite. Jeho závislost tlaku na průtoku má po proložení lineárním modelem RMSE 0,945, tedy mnohonásobně větší než u senzoru Fluke. Špičky tryskových dechů jsou podstatně širší než u senzoru Fluke, především při nastavení hodnoty PIP 20 cmH<sub>2</sub>O na HFJV ventilátoru.

Při návrhu experimentálního senzoru byl stanoven jako hlavní cíl minimalizace  $V_D$ . Senzor byl realizován pomocí 3D tisku, což se projevilo jako problematické, a byl shledán jako nevhodný pro použití u HFJV. V průbězích napětí jsou především u vysoké frekvence tryskových dechů jejich špičky těžko identifikovatelné. Senzor funguje lépe při vyšších hodnotách PIP a menší frekvenci tryskových dechů. Na rozdíl od ostatních senzorů však byla zaznamenána lepší funkce při použití optimalizované Life Port armatury. Za největší nedostatky senzoru jsou považovány jeho struktura a tvar obstrukce. Z povahy 3D tisku jsou vnitřní plochy nerovné a způsobují nechtěné výchylky v proudění vzduchu. K tomuto fenoménu přispívá i tvar obstrukce, která je příliš hranatá.

Závěrem této práce byl navržen optimalizovaný senzor průtoku. Délka vnitřní obstrukce byla prodloužena o 1 cm a bylo odebráno odběrné místo pro analýzu



proudícího média, zatímco odběrná místa pro tlakovou diferenci byla umístěna do středu obstrukce a blíže k sobě. Proximální i distální konce obstrukce byly výrazně zaobleny, stejně tak jako všechny hrany, které mají vliv na proudění ventilační směsi skrz senzor. Celková délka senzoru byla zkrácena na stejnou velikost jako vnitřní obstrukce. Tyto úpravy zajistí větší integraci senzoru do obvodu a minimalizaci turbulentního proudění. Celý senzor a vyjmutá obstrukce jsou zobrazeny na Obrázku 8.1. Jeho výroba by v budoucnu měla být zajištěna buď 3D tiskem s vyšší kvalitou nebo například litím, aby se minimalizovaly nerovnosti na jeho vnitřní straně a obstrukci.



Obrázek 8.1: Upravený zavržený senzor průtoku (vlevo), upravená obstrukce (vpravo).

## Seznam použité literatury

- [1] FIORETTO, J.R. – REBELLO, C.M. *High-frequency oscillatory ventilation in pediatrics and neonatology*. Rev Bras Ter Intensiva. 2009. 21(1):96-103. DOI: 10.1590/S0103-507X2009000100014. ISSN: 1982-4335.
- [2] FRIEDLICH, P. et. al. *Use of high-frequency jet ventilation in neonates with hypoxemia refractory to high-frequency oscillatory ventilation*. J Matern Fetal Neonatal Med. 2003. 13(6):398-402. DOI: 10.1080/jmf.13.6.398.402.
- [3] KUDRNA, P. *Měření dechových objemů při vysokofrekvenční tryskové ventilaci nezralých novorozenců*. Kladno, 2015. Disertační práce. Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT. Vedoucí práce Prof. Ing. Karel Roubík, Ph. D.
- [4] DEPIETRO, M.A. *Lung Development and Infant Breathing Disorders*. Healthline Parenthood. 2013. [online] Dostupné 29. 12. 2019 na <<https://www.healthline.com/health/lung-development-and-breathing-disorders>>
- [5] MORINI, F. et. al. *Ventilation modalities in infants with congenital diaphragmatic hernia*. Seminars in Pediatric Surgery. 2017. 26:159-165. DOI: 10.1053/j.sempedsurg.2017.04.003.
- [6] KLINGENBERG, C. et. al. *Volume-targeted versus pressure-limited ventilation in neonates (Review)*. The Cochrane Collaboration. 2017. DOI: 10.1002/14651858.CD003666.pub4.
- [7] PLAVKA, R. et. al. *High-frequency jet ventilation improves gas exchange in extremely immature infants with evolving chronic lung disease*. American journal of perinatology. 2006. 23(8):467-72. DOI: 10.1055/s-2006-954821.
- [8] CANNON, M.L. et al. *Tidal Volumes For Ventilated Infants Should Be Determined with a Pneumotachometer Placed at the Endotracheal Tube*. American journal of respiratory and critical care medicine, 2000. 162(6): 2109-2112. DOI: 10.1164/ajrccm.162.6.9906112.
- [9] DARGAVILLE, P.A. – TINGAY, D.G. *Lung protective ventilation in extremely preterm infants*. J Paediatr Child Health. 2012. 48(9):740-6. DOI: 10.1111/j.1440-1754.2012.02532.x.

- [10] SIEGEL, M.D. - HYZY, C.R. *High-frequency ventilation in adults*. UpToDate. 2018. [online] Dostupné 22. 12. 2019 na <<https://www.uptodate.com/contents/high-frequency-ventilation-in-adults>>
- [11] Cleveland Clinic. *Vital Signs*. 2019. [online] Dostupné 22. 12. 2019 na <<https://my.clevelandclinic.org/health/articles/10881-vital-signs>>
- [12] SAUTHIER, M. – ROSE, L. – JOUVET, P. *Pediatric Prolonged Mechanical Ventilation: Considerations for Definitional Criteria*. *Respiratory Care*. 2017. 62(1):49-53. DOI: 10.4187/respcare.04881.
- [13] KESZLER, M. *Bunnell Life Pulse High-Frequency Jet Ventilator*. *Manual of Neonatal Respiratory Care*. 403-6. [online] Dostupné 30.12.2019 na <[http://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-2155-9\\_47](http://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-2155-9_47)>
- [14] Bunnell Incorporated. *Life Pulse High Frequency Ventilator: In-Service Manual*. 2011.
- [15] BATES, J. et. Al. *Measurement of flow and volume*. *Infant respiratory function testing*. 1996. (3):214-21.
- [16] SCHENA, E. et. al. *Flow measurement in mechanical ventilation: A review*. *Medical Engineering and Physics*. 2015. 37:257-64. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.01.010.
- [17] RIMENSBERGER, P. *Pediatric and Neonatal Mechanical Ventilation: From Basics to Clinical Practice*. Springer Heidelberg. 2015. 220 – 34. ISBN: 978-3-642-01219-8
- [18] Neonatal Directorate Management Committee. *Ventilation: High Frequency Jet Ventilation (HFJV)*. Neonatal Directorate. 2019
- [19] WOOD, M. *Investigation of High Frequency Jet Ventilation (HFJV) in a model of bronchopleural fistula (BPF)*. Leicester, 2012. Disertační práce. Department of Cardiovascular Sciences: Division of Anaesthesia, Critical Care and Pain Management. Vedoucí práce Dr J.P. Thompson.
- [20] Bunnell Incorporated. *Life Pulse® HFV – Advanced High-Frequency Jet Ventilation Technology for Infants, User Manual*. 2017.
- [21] ALT, A. *Sensor Solutions in Modern Medical Ventilators*. Sensirion AG. 2018. [online] Dostupné 30.12.2019 z: <https://www.sensirion.com/about-us/newsroom/sensirion-specialist-articles/flow-sensor-solutions-in-modern-medical-ventilators/>

- [22] NAVANI P. – SONAL S. *Electrical Instrumentation and Process Control*. S. Chand Publishing. 2015. 88-96. ISBN: 9789384857400.
- [23] Drägerwerk AG & Co. KGaA. *Dräger Babylog<sup>®</sup> VN500, Neonatal Open Care*. 2017.
- [24] Acutronic Medical Systems AG. *Novorozenecké ventilátory a přístroje Infant Flow nCPAP*. 2017.
- [25] ŠTEMBERA, Z. – VELEBIL, P. *Vývoj perinatální úmrtnosti v ČR*. Interní medicína – mezioborové přehledy. 2003.
- [26] Česká neonatologická společnost. *Počty novorozenců a novorozenecká úmrtnost*. 2018. [online] Dostupné 28.12.2019 z: [www.neonatology.cz/zakladni-ukazatele](http://www.neonatology.cz/zakladni-ukazatele).
- [27] DORT, J. – DORTOVÁ E. – JEHLIČKA P. *Neonatologie*. Univerzita Karlova v Praze: Karolinum. 2013. ISBN: 978-80-246-2253-8.
- [28] SLOVÁČEK, A. *Měření průtoku plynů*. Brno, 2012. Diplomová práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUTB. Vedoucí práce. doc. Ing. PETR BENEŠ, PhD.
- [29] Universities of Fribourg, Lausanne and Bern. *Phases of lung development*. Human Embryology Organogenesis. 2008. [online] Dostupné 30.12.2019 na <<http://www.embryology.ch/anglais/rrespiratory/phasen01.html>>
- [30] KADLEC, K. *Ultrazvukové průtokoměry – princip, vlastnosti a použití*. Automa. 2013. 7:14-17. ISSN 1210-9592.
- [31] COURTNEY, S.E. - ASSELIN, J.M. *High-Frequency Jet and Oscillatory Ventilation for Neonates. Which Strategy and When?*. Respiratory Care Clin. 2006. 12:453 - 467. DOI: 10.1016/j.rcc.2006.06.005.
- [32] COURTNEY, S.E. et. al. *High frequency oscillatory ventilation versus conventional mechanical ventilation for very low birth weight infants*. N Engl J Med. 2002. 347:643-52. DOI: 10.1056/NEJMoa012750.
- [33] Fluke Corporation. *VT Mobile Medical Gas-Flow Analyzer. Operators Manual*. 2006.
- [34] GONZÁLEZ, J. *Spirometer Demo with Freescale Microcontrollers*. Freescale Semiconductor Application Note. 2012.
- [35] Imtmedical Pte. Ltd. *iFlow 40 S*. Katalogový list. 2017.
- [36] Fluke Corporation. *VT Mobile Portable Gas-Flow Analyzer. Technical Data*. 2011.

## Seznam příloh

Příloha A: Technický výkres navrženého průtokového senzoru.

Příloha B: Technický výkres optimalizovaného průtokového senzoru.

Příloha C: Fotografie z měření.

1 CD obsahující:

- abstrakt a klíčová slova česky (pdf)
- abstrakt a klíčová slova anglicky (pdf)
- zadání diplomové práce (pdf)
- kompletní diplomová práce (pdf)





## Příloha C

Fotografie z měření.

