



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

# **Simulace proudění plynu tryskou**

## **Simulation of gas flow in nozzle**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor diplomové práce: Tereza Vágnerová

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

---

**Kladno 2017**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

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

Student:           **Tereza Vágnerová**  
Obor:               Biomedicínský technik  
Téma:               **Simulace proudění plynu tryskou**  
Téma anglicky:   Simulation of gas flow in nozzle

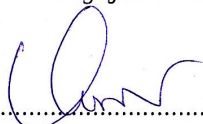
Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Pomocí SW prostředku Comsol Multiphysics analyzujte chování směsi plynu v aplikátoru pro vysokofrekvenční ventilaci novorozenců LifePort 2,5mm (Bunnell Inc., Salt Lake City, UT). Pro simulace proudění plynu uvažujte totožné rozsahy vstupních parametrů jako jsou nastavitelné parametry ventilátoru LifePulse (Bunnell Inc., Salt Lake City, UT). Výsledky simulací porovnejte s reálným experimentem.

Seznam odborné literatury:

- [1] Tricia L. Gomella, Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases and drugs, ed. Sixth Edition, McGraw Hill Professional, 2009, ISBN 78-0-07-154431-3
- [2] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [3] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3

Zadání platné do:   11.09.2018  
Vedoucí:            Ing. Petr Kudrna, Ph.D.  
Konzultant:        Ing. Jan Matějka

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Simulace proudění plynu tryskou 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).

V Kladně

.....

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych moc poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za dobré rady a připomínky při tvorbě bakalářské práce a také za velikou trpělivost a ochotu, se kterou mi pomáhal. Současně bych moc ráda poděkovala konzultantovi Ing. Janu Matějkovi za skvělou pomoc s programem COMSOL Multiphysics. A v neposlední řadě bych chtěla poděkovat své rodině za bezmeznou podporu, které se mi během studia dostalo.

## **ABSTRAKT**

### **Simulace proudění plynu tryskou**

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou proudění plynu uvnitř trysky vysokofrekvenčního tryskového ventilátoru. V programu COMSOL Multiphysics byly navrženy a realizovány simulace, které simulovaly proudění plynu uvnitř trysky. Simulace sloužily k zjištění průtokových profilů a k získání konkrétních hodnot průtoků na konci trysky. Dále bylo realizováno laboratorní měření, které ověřilo přesnost simulací a použitelnost programu COMSOL Multiphysics pro analýzu proudění plynu.

### **Klíčová slova**

analýza proudění plynu, LifePort Adapter, vysokofrekvenční tryskový ventilátor, neonatologie

## **ABSTRACT**

### **Simulation of gas flow in nozzle**

This thesis deal with the analysis of simulation of gas flow in nozzle for high-frequency jet ventilation. In COMSOL Multiphysics was designed a simulation of gas flow in nozzle. The result of gas flow simulation were profiles of flow rate and values of flow rate at the end of ETC. For a measuring of flow rate was realized a laboratory measuring which verify accuracy of simulation.

### **Keywords**

analysis of gas flow, LifePort Adapter, high-frequency ventilation, neonatology

# Obsah

|  |    |
|--|----|
| 1 Úvod.....  | 12 |
| 1.1 Současný stav HFJV v neonatologii.....                             | 13 |
| 1.1.1 Vysokofrekvenční trysková ventilace .....                        | 15 |
| 1.1.2 Princip distribuce plynů při HFJV .....                          | 16 |
| 1.1.3 Promíchávání plynů v alveolárním prostoru.....                   | 17 |
| 1.1.4 Tryskový ventilátor pro novorozence Life Pulse .....             | 18 |
| 1.1.5 Popis ventilačního okruhu tryskového ventilátoru Life Pulse..... | 19 |
| 1.1.6 Okruh HFJV ventilátoru.....                                      | 22 |
| 1.1.7 LifePort Adapter.....  | 23 |
| 1.1.8 Problematika monitoringu při HFJV.....                           | 25 |
| 1.2 Cíle práce.....  | 26 |
| 2 Návrh simulace proudění plynu v trysce v COMSOL Multiphysics .....   | 27 |
| 2.1 LifePort Adapter.....  | 27 |
| 2.2 COMSOL Multiphysics.....   | 28 |
| 2.3 Simulace proudění plynu uvnitř trysky.....                         | 29 |
| 2.3.1 Simulace 1.....  | 30 |
| 2.3.2 Simulace 2.....  | 33 |
| 2.3.3 Simulace 3.....  | 34 |
| 3 Výsledky Simulace.....   | 35 |
| 3.1 Výsledky simulace 1.....   | 35 |
| 3.2 Výsledky simulace 2.....   | 37 |
| 3.3 Výsledky Simulace 3.....   | 39 |
| 4 Laboratorní měření.....  | 43 |
| 4.1 Použitá měřidla.....   | 43 |
| 4.2 Uspořádání laboratorního měření 1 a 2.....                         | 45 |
| 4.2.1 Měření 1.....  | 47 |
| 4.2.2 Měření 2.....  | 47 |
| 4.3 Uspořádání laboratorního měření 3.....                             | 48 |
| 4.4 Měření převodní charakteristiky FS5 senzoru.....                   | 50 |
| 5 Výsledky laboratorního měření.....                                   | 52 |
| 5.1 Porovnání výsledků simulace a laboratorního měření.....            | 57 |

|                           |    |
|---------------------------|----|
| 6 Diskuze.....            | 60 |
| 7 Závěr.....              | 62 |
| 8 Použitá literatura..... | 63 |



# Seznam symbolů

| Značka | Veličina                  | Význam              |
|--------|---------------------------|---------------------|
| $V_T$  | mL                        | dechový objem       |
| $Q$    | $L \cdot \text{min}^{-1}$ | objemový průtok     |
| $U$    | V                         | napětí              |
| $f$    | Hz                        | frekvence ventilace |

# Seznam zkratek

| Zkratka    | Význam  |
|------------|---|
| HFJV       | Vysokofrekvenční trysková ventilace<br>( <i>High-frequency jet ventilation</i> )          |
| CLD        | Chronické onemocnění plic ( <i>Chronic lung disease</i> )                                 |
| BPD        | Bronchopulmonální dysplázie<br>( <i>Broncho pulmonary dysplasia</i> )                     |
| UPV        | Umělá plicní ventilace  |
| PH         | Porodní hmotnost  |
| PEEP       | Pozitivní tlak na konci výdechu<br>( <i>Positive end-expiratory pressure</i> )            |
| CV         | Konvenční ventilace ( <i>Conventional ventilation</i> )                                   |
| HFOV       | Vysokofrekvenční oscilační ventilace<br>( <i>High-frequency oscillatory ventilation</i> ) |
| MAP        | Středný tlak v dýchacích cestách<br>( <i>mean alveolar pressure</i> )                     |
| PIP        | Špičkový inspirační tlak ( <i>Peak inspiratory pressure</i> )                             |
| $\Delta P$ | Aritmetický rozdíl PIP a PEEP   |
| ETC        | Endotracheální kanyla ( <i>Endotracheal tube</i> )  |
| CE         | značka shody ( <i>Conformité Européenne</i> )   |

# Seznam obrázků

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 1: Vývoj porodnosti a novorozenecké úmrtnosti v České republice [14].....               | 12 |
| Obrázek 2: Srovnání jednotlivých průběhů ventilace HFOV, HFJV a CV [13].....                    | 14 |
| Obrázek 3: Tryska [3].....  | 15 |
| Obrázek 4: Parabolický rychlostní profil [3].....   | 15 |
| Obrázek 5: Míchání plynů uvnitř respiračního systému [16].....                                  | 16 |
| Obrázek 6: Tryskový ventilátor Life Pulse [10].....   | 17 |
| Obrázek 7: Popis vysokofrekvenčního ventilátoru Life Pulse [10].....                            | 18 |
| Obrázek 8: Ovládání [10].....   | 18 |
| Obrázek 9: Monitorované parametry [10].....   | 19 |
| Obrázek 10: Alarmové hlášení [10] .....   | 19 |
| Obrázek 11: Zvlhčovací systém [10].....   | 20 |
| Obrázek 12: Pacinetský box [10].....  | 20 |
| Obrázek 13: Schéma propojení tryskového ventilátoru s konvenčním .....                          | 21 |
| Obrázek 14: LifePort Adapter [10].....  | 22 |
| Obrázek 15: LifePort Adapter s místama k připojení [10].....                                    | 23 |
| Obrázek 16: LifePort Adapter.....   | 23 |
| Obrázek 17: Možné oblasti měření průtoku v okruhu tryskového ventilátoru Life Pulse.....        | 24 |
| Obrázek 18: Rozměry LifePort Adapteru (mm).....   | 26 |
| Obrázek 19: Prostředí programu COMSOL Multiphysics.....   | 27 |
| Obrázek 20: Fyzikální oblasti v programu COMSOL Multiphysics.....                               | 28 |
| Obrázek 21: Nadefinování průtoků tryskou v programu COMSOL Multiphysics .....                   | 29 |
| Obrázek 22: Tvorba geometri trysky v programu COMSOL Multiphysics.....                          | 29 |
| Obrázek 23: Zobrazení jednotlivých vstupů <i>inlets</i> a výstupů <i>outlets</i> z trysky ..... | 30 |
| Obrázek 24: Nastavení parametru průtok <i>p16</i> v <i>Laminar Inflow</i> .....                 | 31 |
| Obrázek 25: Síť <i>Mesh</i> modelu trysky .....   | 31 |
| Obrázek 26: Zobrazení jednotlivých vstupů <i>inlets</i> a výstupů <i>outlets</i> z trysky.....  | 32 |
| Obrázek 27: Síť <i>Mesh</i> modelu trysky.....  | 32 |
| Obrázek 28: Zobrazení jednotlivých vstupů <i>inlets</i> a výstupů <i>outlets</i> z trysky.....  | 33 |
| Obrázek 29: Síť <i>Mesh</i> modelu trysky.....  | 33 |
| Obrázek 30: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru.....                                  | 34 |
| Obrázek 31: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru.....                                  | 34 |
| Obrázek 32: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru.....                                  | 38 |

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 33: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru.....                    | 40 |
| Obrázek 34: Mobilní analyzátor plynu CITREX H4 (IMT Medical, Švýcarsko) [19]..... | 42 |
| Obrázek 35: Senzor hmotnostního průtoku FS5 s pouzdem [17].....                   | 42 |
| Obrázek 36: Měřicí deska FS5(L) family flow module.....                           | 43 |
| Obrázek 37: Digitální multimetr Agilent 34401A (Agilent Technologies, USA).....   | 43 |
| Obrázek 38: Uspořádání laboratorního měření 1 a 2.....                            | 44 |
| Obrázek 39: LifePort Adapter.....   | 45 |
| Obrázek 40: LifePort Adapter, který je připojen zleva na CITRIX H4.....           | 45 |
| Obrázek 41: Kontinuální proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC.....  | 46 |
| Obrázek 42: Kontinuální proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC.....  | 46 |
| Obrázek 43: Uspořádání laboratorního měření 3.....                                | 47 |
| Obrázek 44: Uspořádání laboratorního měření 3 v laboratoři.....                   | 48 |
| Obrázek 45: Detailní zobrazení LifePort Adapteru v laboratorním měření 3.....     | 48 |
| Obrázek 46: Graf převodní charakteristiky senzoru FS5.....                        | 50 |

# 1 Úvod

V posledních letech došlo k velkým pokrokům v rozvoji zdravotnických technologií v oblasti neonatologie (péče o patologické a fyziologické novorozence). Díky tomuto fenoménu dochází, nejen v Evropě, k výraznému snížení novorozenecké úmrtnosti, ale také se zvyšuje šance na přežití u extrémně nezralých novorozenců. U takto malých pacientů je častá úplná nebo částečná závislost na ventilační podpoře, která může způsobit potíže v respiračním systému. S řešením tohoto problému souvisí specifické nároky na ventilaci a možné efektivnější využití jiných ventilačních režimů než konvenčních [1][14].

V současné době se v neonatologii využívá, kromě klasické konvenční ventilace, i vysokofrekvenční režimy plicní ventilace, kam se řadí také vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV - High Frequency Jet Ventilation). Jde o velmi rozšířenou techniku zejména v USA a Kanadě [1].

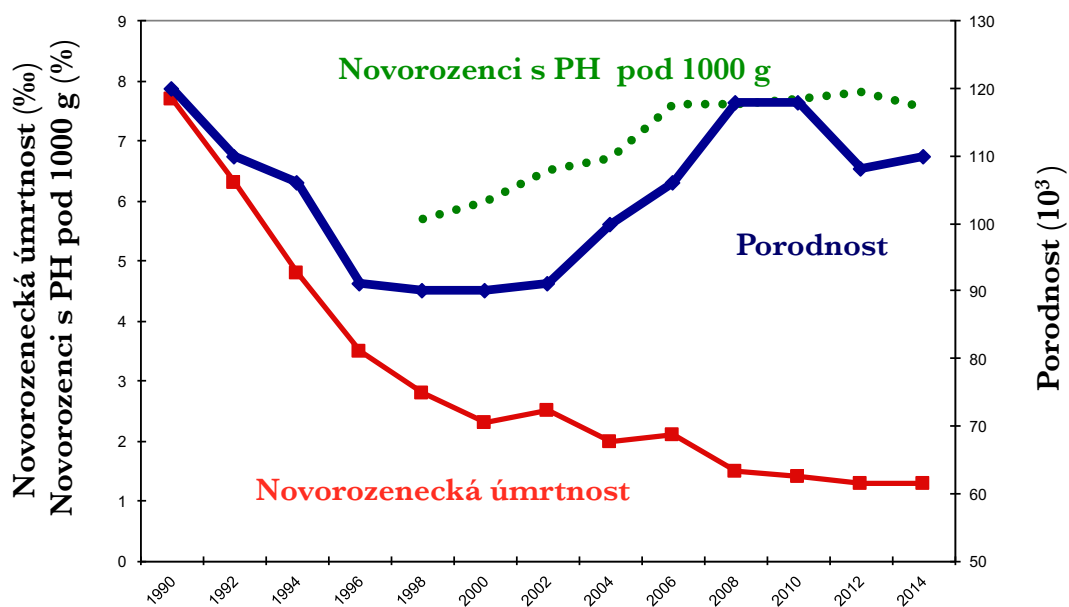
Vysokofrekvenční trysková ventilace je šetrná k dýchacímu systému člověka a je proto vhodná pro nezralé novorozence, jejichž plicní struktura je velmi křehká [1].

V současnosti ale nejsou vysokofrekvenční tryskové ventilátory opatřeny monitorací dechového objemu. V Evropě jsou proto vysokofrekvenční ventilátory využívány zatím jen experimentálně. Vzhledem k tomu, že dechový objem  $V_T$  (Tidal Volume) je velmi významný parametr, nemůže být pochyb, že se v budoucnu musí stát jeho monitorace nedílnou součástí vysokofrekvenčních ventilátorů [3][4][8].

Lze se tedy s jistotou domnívat, že monitorování dechového objemu zlepší celkové informace o aktuálním stavu pacienta a současně bude možné tento ventilační režim prosazovat v klinické praxi. Avšak, předně je potřeba důkladně porozumět charakteru proudění plynu tryskou a jejím okolím v závislosti na velikosti průtoku, načež lze následně volit vhodnou metodu pro měření průtoku resp. dechového objemu při HFJV. Právě této problematice se věnuje tato práce.

## 1.1 Současný stav HFJV v neonatologii

Díky dnešním velkým technologickým pokrokům v oblasti neonatologie dochází k velkému snížení novorozenecké úmrtnosti a také se zvyšuje šance na přežití u extrémně nezralých novorozenců [1].



Obrázek 1: Vývoj porodnosti a novorozenecké úmrtnosti v České republice - červěně znázorněna novorozenecká úmrtnost, modře porodnost a zeleně novorozenci s nízkou porodní hmotností[14]

Šance na přežití u extrémně nezralých novorozenců je však doprovázena nárůstem výskytu plicních onemocnění. Jedná se o tzv. novorozeneckou formu chronického poškození plic CLD (chronic lung disease), také označovanou jako BPD neboli bronchopulmonální dysplázií. BPD postihuje novorozence s extrémně nízkou porodní hmotností, pod 1 kg, u kterých přetrvává závislost na kyslíku nebo ventilační podpoře [3][12]. BPD se projevuje častými apnoickými pauzami a nízkým dechovým úsilím pacienta. Dochází také ke zmnožení hladké svaloviny v dýchacích cestách i nerovnoměrné a zvýšené kondenzaci kolagenu v plicní tkáni [1][4].

Na rozvoji BPD se podílí zejména umělá plicní ventilace (UPV), zvýšená zánětlivost v prvních dnech života způsobená influxem prozánětlivých leukocytů do alveolů a oxygenoterapie. Poškozené plíce se poté hojí abnormálně a dochází k jejich strukturálním změnám [12].

Dýchací cesty u extrémně nezralých novorozenců jsou hypotonické a může tak docházet ke špatné výměně plynů. Porucha výměny plynů může skončit částečným nebo i celkovým respiračním selháním. Aby nedocházelo k plicnímu selhání, navyšují se během UPV dechové objemy a frakce kyslíku. Jenomže právě při nepřiměřeně velikých dechových objemech a tlacích dochází při umělé plicní ventilaci k mechanickému poškození plicní tkáně. Takto způsobené poškození plic prohlubuje vznik BPD. Při větší dechových objemech může tedy dojít až k porušení dýchacích cest a úniku plynu do pleurálního prostoru. Tento stav se označuje jako Air-leak syndrom [1].

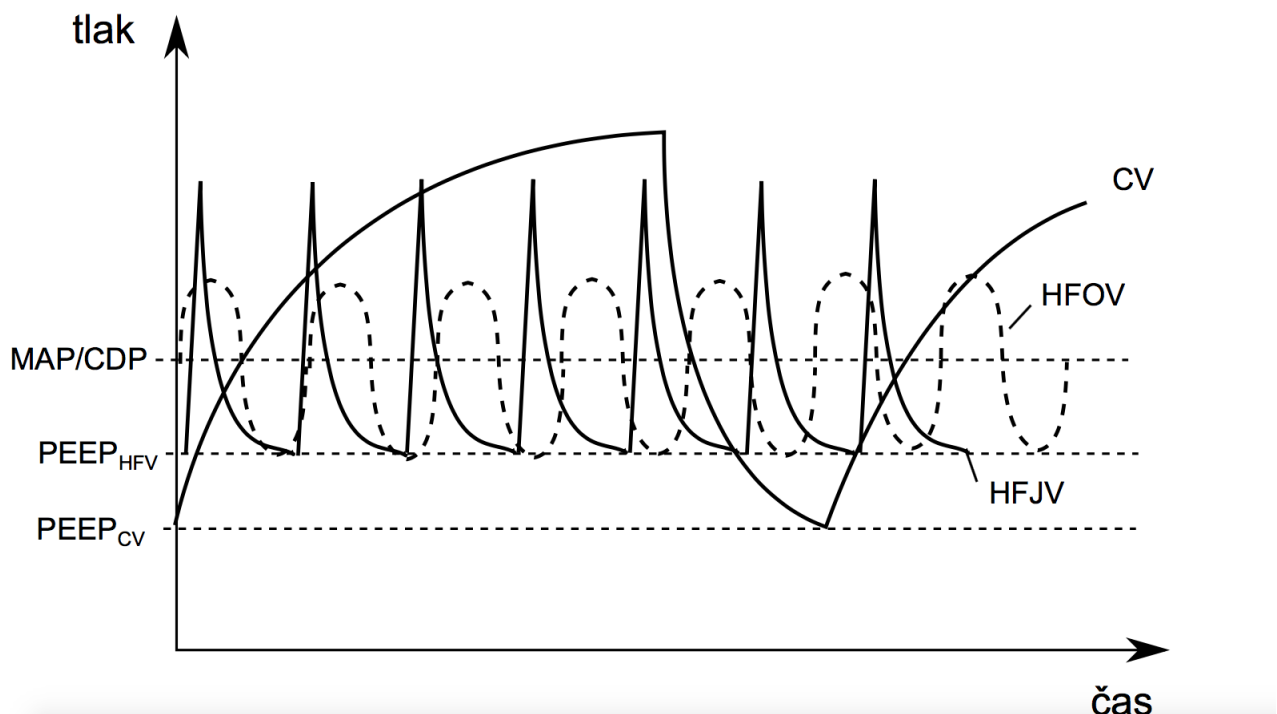
Řešením toho problému vzniklého u pacientů s UPV může být využití jiného typu umělé plicní ventilace, která by zajistila menší výkyvy objemů a tlaků. Používaným typem UPV, která tyto možnosti poskytuje, je nekonvenční typ umělé plicní ventilace tzv. vysokofrekvenční trysková plicní ventilace [1][3][5].

Spojení malých dechových objemů a vysoké frekvence u HFJV zajišťuje minimální výkyvy tlaků a objemů v dýchacích cestách pacienta, což vede ke snížení rizika barotraumatů. V porovnání s ostatními ventilačními režimy umožňuje tato metoda, zejména díky krátkým inspiračním časům, které pak výrazně prodlužují expirium, zajistit lepší alveolární ventilaci a oxygenaci. Tato metoda je tedy velice šetrná pro pacienty s křehkou plicní strukturou, mezi které lze řadit i novorozence [1][2][3][4].

Bohužel, HFJV má i své nevýhody a to je především obtížný objemový monitoring. Touto problematikou se zabývá několik vědeckých týmů [3][8][9]. Z jejich měření vyplývá, že monitorování dechového objemu během vysokofrekvenční tryskové ventilace je obtížné zejména díky architektuře HFJV komponentů, přesněji LifePort Adapteru. Komplikované je umístění vhodného typu senzoru pro měření průtoku tak, aby neovlivňovala tlakové ztráty nebo eliminaci oxidu uhličitého při expiriu [3].

### 1.1.1 Vysokofrekvenční trysková ventilace

Vysokofrekvenční trysková ventilace - HFJV (High Frequency Jet Ventilation) se řadí mezi nekonvenční režimy umělé plicní ventilace. Princip HFJV spočívá v tom, že se za pomoci trysky aplikují vysokou rychlostí malé dechové objemy, rovné nebo menší než anatomicky mrtvý respirační systém pacienta, do endotracheální trubice. Tyto dávky s vysokou četností opakování, 600 i více dechů/min, zajišťují rychlé pronikání do alveolárního prostoru pacienta, kde s hloubkou průniku plynné směsi do plic, je postupně snižována tlaková amplituda v alveolech, díky čemuž je tato metoda velmi šetrná zvláště pro pacienty s křehkou plicní strukturou [1][2][3][5].



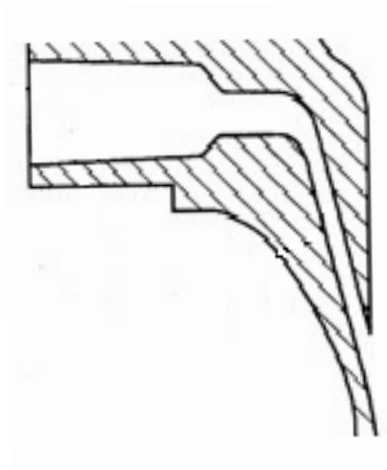
Obrázek 2: Srovnání jednotlivých průběhů ventilace HFOV, HFJV a CV [13]

Vysokofrekvenční trysková ventilace využívá charakteristického tlakového pulzu se strmou náběžnou hranou a krátkou dobou trvání, která je přibližně desítky ms. Dechové objemy se typicky pohybují 1-3 mL/kg [1].

V neonatologii se HFJV uplatňuje díky velmi dobrým výsledkům při léčbě nezralých novorozenců s velmi křehkou strukturou plicní tkáně [1][2][5].

### 1.1.2 Princip distribuce plynů při HFJV

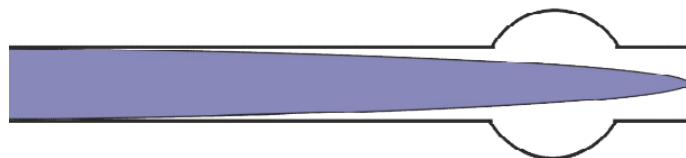
Specifickou součástí ventilačního okruhu, která určuje charakter proudění ventilační směsy plynu, je tryska. Jedná se o trubici s postupně se zužujícím se průřezem. Do trysky je přiváděn z tryskového generátoru plyn o vysokém tlaku, který se po výstupu z trysky mění na nízkotlaké pulsy realizující výměnu plynů [1][3].



Obrázek 3: Tryska [3]

Geometrie trysky se podílí na tvarování výstupního proudu plynu, kdy se rychlost proudění plynu tryskou zvyšuje směrem k zúžení. Vzhledem k tomu, že je rychlost proudění plynu u středu trysky několikanásobně vyšší než v blízkosti její stěny, vytváří se díky tomuto jevu v průřezu dýchacích cest tzv. parabolický rychlostní profil viz Obrázek 4.

Jak už bylo dokázáno na základě experimentu [15], u vysokorychlostního pulzního proudění plynu má tento specifický profil za následek to, že plyn postupuje výrazně hlouběji ve směru proudu plynu než pomalejší proud plynu s plochým čelem [2][3].



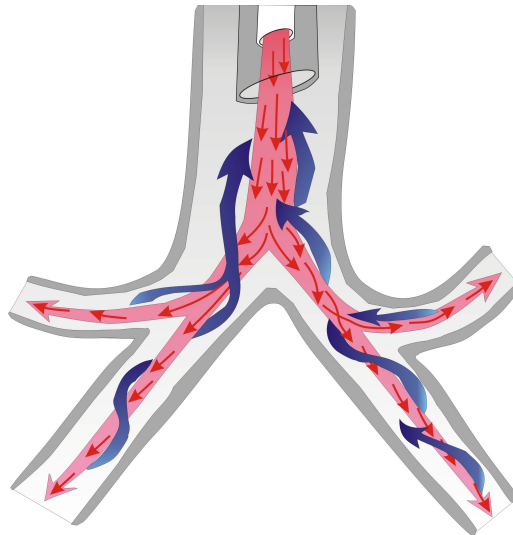
Obrázek 4: Parabolický rychlostní profil [3]

Případné nedokonalosti ve struktuře dýchacích cest mají tedy pouze malý efekt na změně celkového charakteru postupujícího proudu plynu jak můžeme vidět na obrázku 5 [1][2][3].



### 1.1.3 Promíchávání plynů v alveolárním prostoru

Na obrázku 5 je znázorněno, jakým způsobem dochází k míchání plynů ve všech částech respiračního systému a jak je účinně odvětráván oxid uhličitý z plic [3][16]



Obrázek 5: Míchání plynů uvnitř respiračního systému (červeně robarzen postup vdechovaného plynu a modře) [16]

Vysoká rychlost proudění čerstvého plynu (na obrázku 5 zobrazeno červeně), soustředěná do středu průřezu dýchacích cest, zajišťuje vstup do distálních oblastí plic, odkud vyvolává postupné vzlínání plynu podél stěn dýchacích cest (na obrázku 5 modře). Na rozhraní parabolického rychlostního profilu pohybujícího se plynu a původního plynu v dýchacích cestách dochází k příčné difuzi. Po ukončení aktivního inspira dochází vždy k jejich smíchání [1][3][16].

Tyto jevy zajišťují míchání plynů v celé oblasti dýchacích cest. Vzhledem k vysokým rychlostem proudění plynů a vysokým dechovým frekvencím probíhá šíření plynu a difuze současně [1][3].

### 1.1.4 Tryskový ventilátor pro novorozence Life Pulse

Dnes je na světě jediným klinicky používaným vysokofrekvenčním trykovým ventilátorem pro neonatologické a pediatrické pacienty Life Pulse (Bunnell Inc., Salt Lake City, UT). V Severní Americe je tento přístroj běžně používán pro léčbu pacientů, s hmotností do 10 kg, kteří trpí různými plicními onemocněními. V Evropě je tento trykový ventilátor používán převážně pro vědecké účely, neboť k jeho využívání v praxi brání absence certifikátu CE [10].

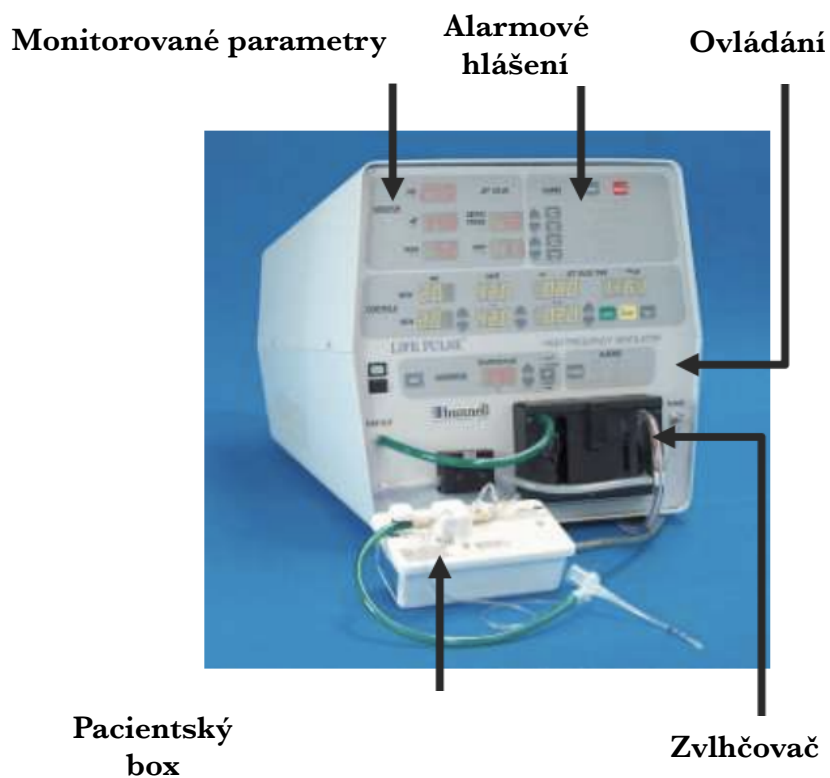
Ventilátor Life Pulse (Obrázek 6) je ventilátor řízený mikroprocesorem pro tlakově limitovanou a časově cyklovanou ventilaci pacienta pomocí ohřátého a zvlhčeného plynu [10].



Obrázek 6: Tryskový ventilátor Life Pulse [10]

### 1.1.5 Popis ventilačního okruhu tryskového ventilátoru Life Pulse

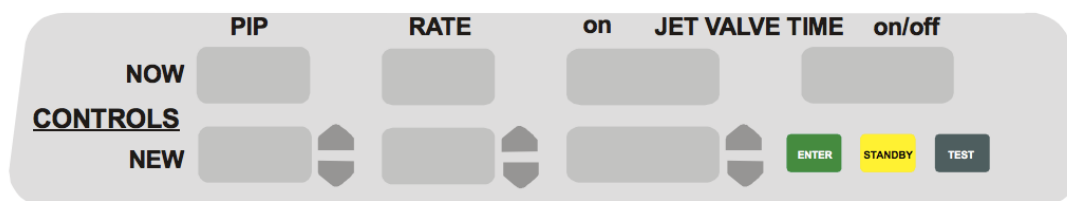
Ventilátor Life Pulse se skládá z pěti podsystémů, které dohromady napomáhají pacientovi udržovat normální stav krevních plynů a to za použití menšího tlaku [10].



Obrázek 7: Popis vysokofrekvenčního ventilátoru Life Pulse [10]

- **Monitorované parametry**

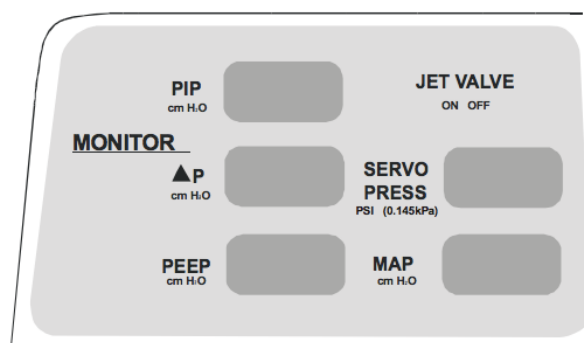
Monitor ventilátoru nám ukazuje číselné hodnoty tlaků, které jsou převážně uvedeny v jednotkách cmH<sub>2</sub>O. Monitorace dechových objemů není součástí tohoto systému a je zajišťována spíše experimentálně [10].



Obrázek 8: Ovládání [10]

Konkrétně se na monitoru od ventilátoru Life Pulse uvádí tyto parametry:

- **PIP** (Peak Inspiratory Pressure) – maximální (špičkový) tlak inspiria
- **PEEP** (Positive End-Expiratory Pressure) – přetlak v dýchacích cestách na konci výdechu
- $\Delta P$  – aritmetický rozdíl PIP a PEEP
- **MAP** (Mean Airway Pressure) – střední tlak v dýchacích cestách
- **Servo pressure** – tzv. řídicí tlak. Vyjadřuje tlak (udávaný v jednotkách psi), který musí ventilátor použít pro dosažení nastavené úrovně tlaku PIP. Servo Pressure reaguje přímo na změny mechaniky plic [10].

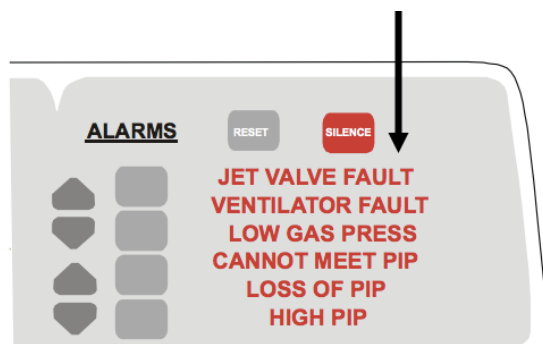


Obrázek 9: Monitorované parametry[10]

- **Alarmové hlášení**

Alarmy informují obsluhu o provozních stavech ventilátoru a o změnách mechaniky respiračního systému pacienta, které vyžadují pozornost. Všechna možná alarmové hlášení můžeme vidět na obrázku 10 [10].

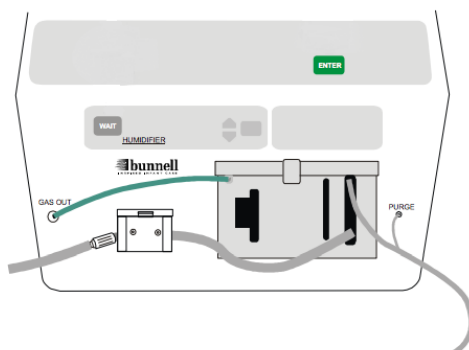
**Všechny možná alarmová hlášení, které se mohou během ventilace objevit**



Obrázek 10: Alarmové hlášení [10]

- **Zvlhčovací systém**

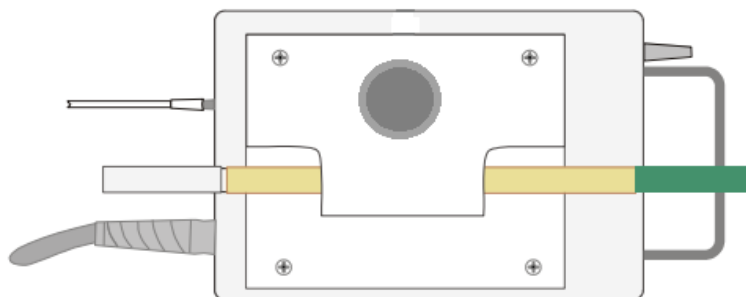
Monitoruje a kontroluje teplotu a zvlhčování plynu, který proudí skrz jednorázový zvlhčovací okruh do pacienta [10].



Obrázek 11: Zvlhčovací systém [10]

- **Pacientský box**

Obsahuje ventil nebo-li přerušovač průtoku, který převádí tok stlačeného plynu do malých tryskových pulzů a posílá tlakovou informaci zpátky do mikroprocesoru ventilátoru [10]

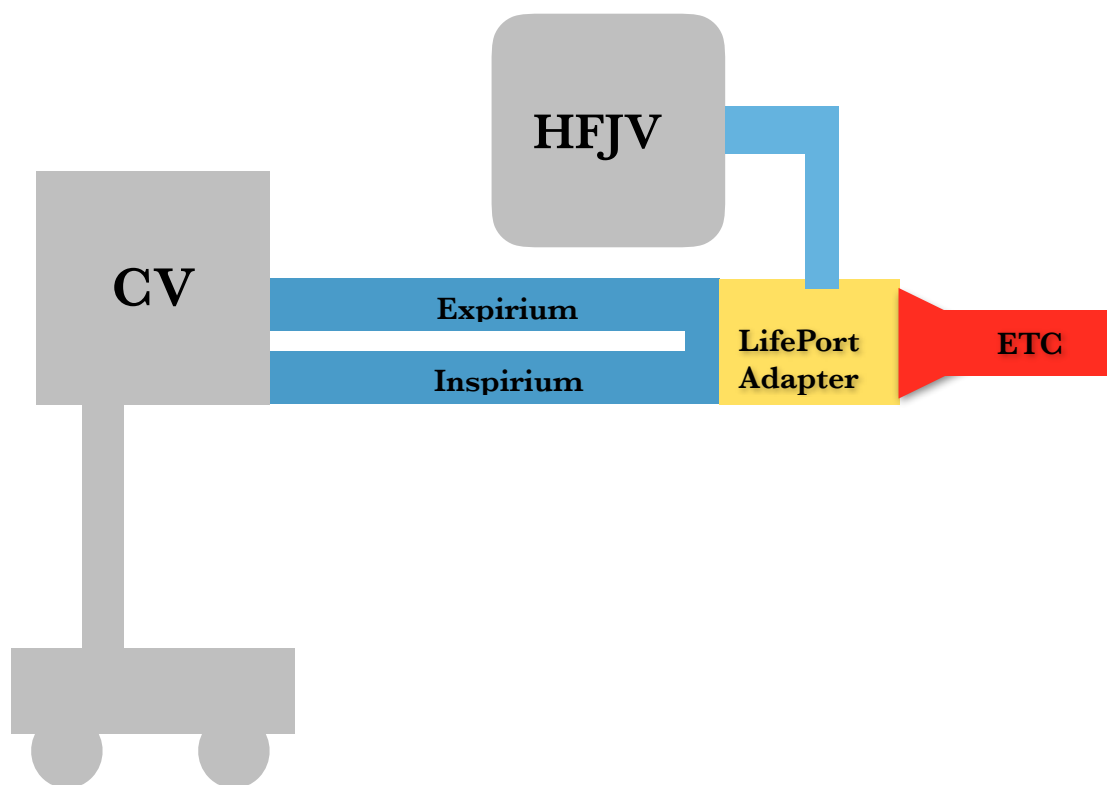


Obrázek 12: Pacinetský box [10]

### 1.1.6 Okruh HFJV ventilátoru

Pacientský ventilační okruh přivádí směs plynu pod vysokým konstantním tlakem k ventilu, který určuje dobu tvání inspira a respirační frekvenci (600 až dechů/min). Jednotlivé dávky plynu, které vytváří dechové objemy, poté vstupují do trysky. Tyto plynné dávky se skládají z objemu plynu proudícího tryskou a plynu, který je strhnut z okolí trysky (okruh s konstantním okruhem). Výše popsaný vysokofrekvenční tryskový systém však nezajišťuje PEEP v dýchacích cestách pacienta. Proto bývá HFJV kombinována s konvenčním ventilátorem, který pomocí konstantního průtoku pacientským okruhem udržuje PEEP v respiračním systému pacienta. Systém trysky neobsahuje ventily, proto je možná, kdykoliv v průběhu ventilačního cyklu, spontánní ventilace pacienta do expiračního ramene konvenčního ventilačního okruhu [1][3][5].

Minusem výše popisovaného systému je možnost vzniku auto PEEP nebo-li nežádoucího přetlaku na konci expiria tzn. že při vyšších frekvencích není dokončeno pasivní expirium [1][10].



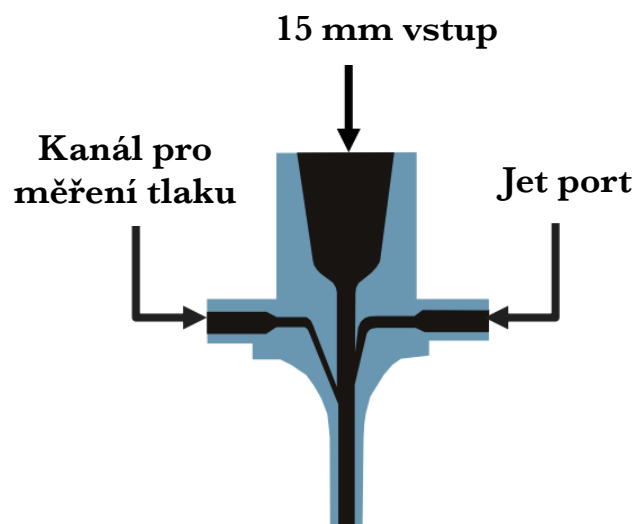
Obrázek 13: Schéma propojení tryskového ventilátoru s konvenčním

### 1.1.7 LifePort Adapter

Při použití HFJV Life Pulse je zapotřebí propojit dva ventilační okruhy - okruh konvenčního ventilátoru s vysokofrekvenčním. Klíčovým prvkem, kterým dochází k propojení těchto dvou okruhů je ztv. LifePort Adapter [1][5][10].

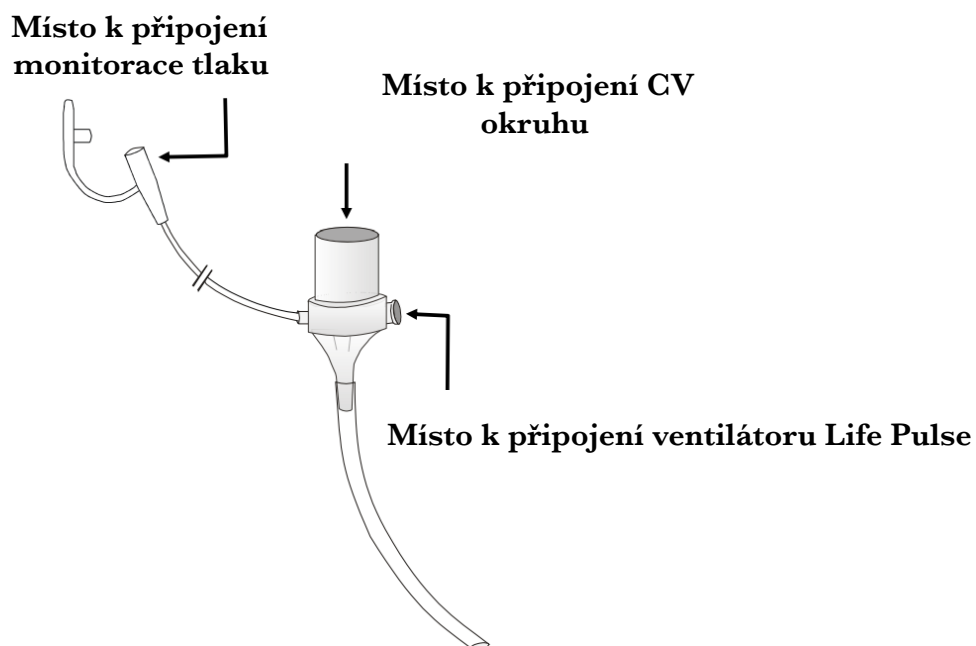
LifePort Adapter je kuželovitý plastový díl, který umožňuje propojení obou ventilátorů, jak konvenčního tak i vysokofrekvenčního, s pacientem. Je opatřen třemi vstupy (obrázek 14):

- **15 mm vstup**, který poskytuje standardní spojení s konvenčním ventilátorem,
- **Jet Port** neboli vstup pro vysokofrekvenční pulzy, které vytváří ventilátor Life Pulse.
- **Kanál pro měření tlaku**, který umožňuje měření tlaku plynů ve ventilačním okruhu [10].



Obrázek 14: LifePort Adapter [10]

Tyto tři vstupy vyúsťují do prostoru pro připojení endotracheální kanyly (ETC). Průměr vyústění plastového adapteru se liší v závislosti na velikosti připojované ETC [10].



Obrázek 15: LifePort Adapter s místama k připojení [10]

Informace o přesně změřeném tlaku skrz LifePort se vrací zpět do ventilátoru Life Pulse. Tyto hodnoty tlaku jsou nezbytné pro úpravu PIP (Peak Inspiratory Pressure - maximální inspirační tlak) [10].



Obrázek 16: LifePort Adapter

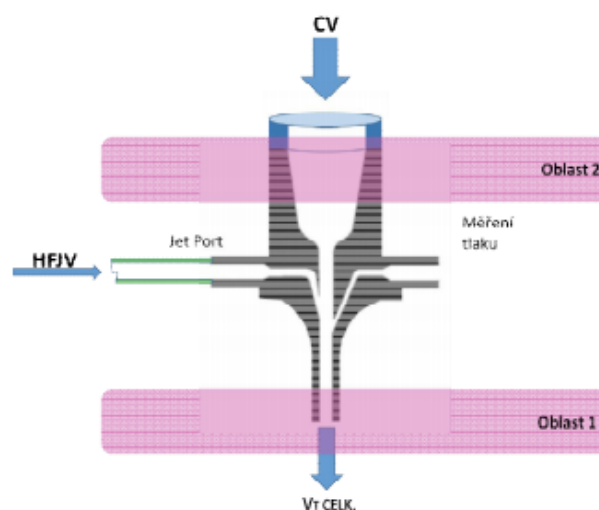


### 1.1.8 Problematika monitoringu při HFJV

V současné době nejsou HFJV ventilátory standardně vybaveny monitorací dodávaných dechových objemů. Existuje několik prací [3][8][9], které se zabývaly problematikou měření průtoku při HFV, tj. senzory a zpracováním signálů. Žádný ale z těchto principů nenalezl uplatnění ve ventilátoru Life Pulse. Častými problémy jsou nízká citlivost na použité rychlosti proudění, ovlivnění tryskového pulsu vlivem zvýšeného průtočného odporu nebo vysoká setrvačnost v případě senzorů typu hot-wire.

V práci [3] byl rozpracován koncept umístění snímače průtoku (tlakové diferenční clony) do dvou oblastí viz Obrázek 17. Měření průtoku v oblasti 1 by zajistilo informace o absolutní hodnotě průtoku během inspiria i expiria a dále by bylo možné sledovat únik plynu tzv. leak. Oproti oblasti 1, by měření průtoku plynu v oblasti 2 zjišťovalo pouze absolutní hodnotu průtoku při expiriu. Na základě těchto informací bylo rozhodnuto umístit clonu pro měření protékajícího plynu do oblasti 1. Výsledky animálního experimentu však potvrdily, že toto uspořádání je pro klinickou praxi nevhodné. Z uvedené práce pak vyplývá doporučení umístit senzor průtoku pro monitoraci dechových objemů při HFJV do expirační části ventilačního okruhu, tzn. do oblasti 2, i za cenu toho, že nebude možné získat informace o absolutní hodnotě velikosti dechového objemu [3].

Aby ale bylo možné určit, jaký typ senzoru v oblasti 2 použít, musíme zjistit chování plynů v místě, kde se střetává plyn z konvenčního ventilátoru s plynem z vysokofrekvenčního ventilátoru.



Obrázek 17: Možné oblasti měření průtoku v okruhu tryskového ventilátoru Life Pulse [3]

## 1.2 Cíle práce

Z přehledu současného stavu vyplývá, že ventilátory pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci nejsou opatřeny senzory pro měření dechových objemů a díky tomu se komplikuje nastavení ventilátoru a následně i celý průběh ventilace. Problémem monitoringu, u vysokofrekvenčních tryskových ventilátorů, je především umístění vhodného typu senzoru tak, aby nedocházelo k ovlivnění eliminace oxidu uhličitého či tlakovým ztrátám.

Z těchto důvodů je třeba se zaměřit na proudění uvnitř trysky vysokofrekvenčního tryskového ventilátoru, které by mohlo objasnit řešení pro vhodné použití senzoru pro měření dechových objemů. Z této hypotézy vyplývají cíle této bakalářské práce tzn. navrhnout v prostředí COMSOL Multiphysics geometrii trysky pro vysokofrekvenční ventilaci novorozenců (LifePort 2,5 mm), provést simulace proudění plynu uvnitř trysky a tyto výsledky porovnat s reálným experimentem.

Tato práce se zabývá konkrétní částí LifePort Adapteru a to prouděním plynu uvnitř Jet Portu, tzn. částí trysky, kterou jsou přiváděny vysokotlaké pulzy z vysokofrekvenčního tryskového ventilátoru Life Pulse Bunnell, a kanálu, který přivádí plyn z konvenčního ventilátoru.

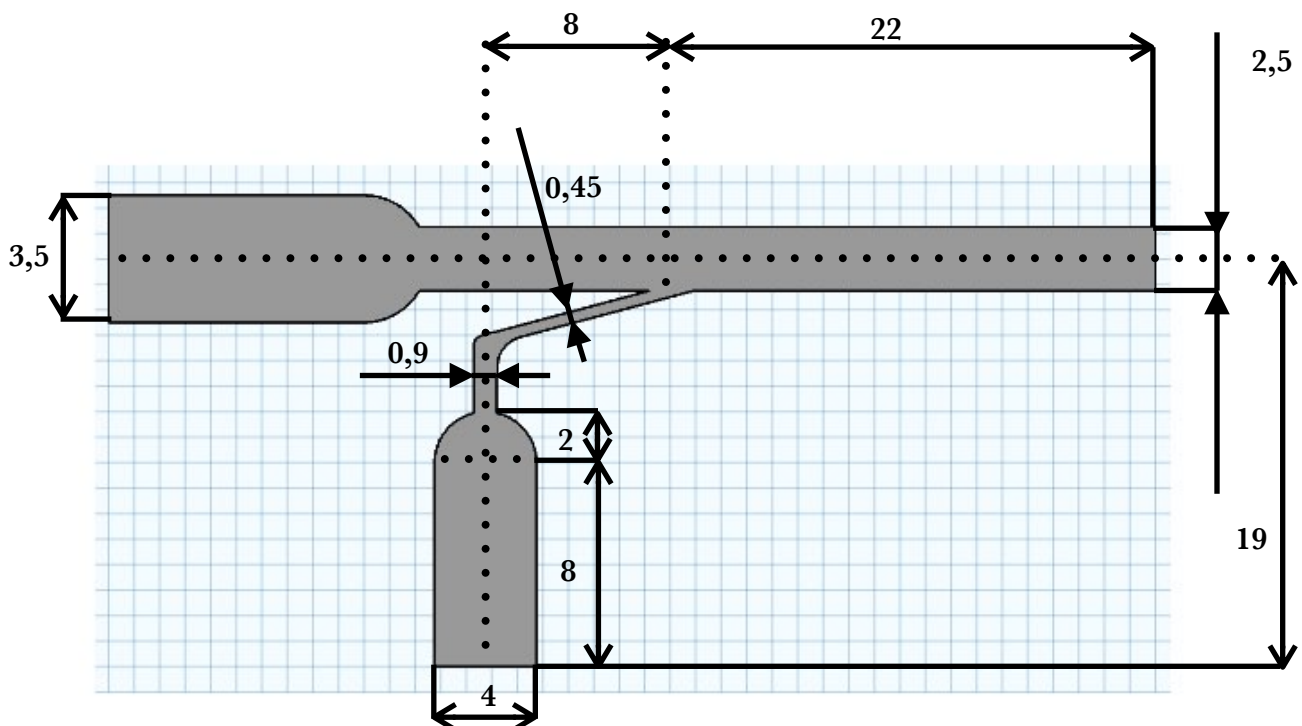
Pro vizualizaci proudění uvnitř trysky je použita simulace v prostředí COMSOL Multiphysics, která zároveň poskytuje informace o rychlostních profilech proudících plynů a případných nežádoucích turbolencích. Pro ověření simulovaných výsledků je realizován praktický experiment s měřidly průtoku v klíčových oblastech.

## 2 Návrh simulace proudění plynu v trysce v COMSOL Multiphysics

Z předešlé analýzy vyplývá, že architektura LifePort Adapteru je velmi specifická a komplikovaná pro umístění vhodného senzoru průtoku, který by monitoroval dechové objemy pacienta. Vzhledem k požadavku umístit senzor do oblasti nad trysku tj. do oblasti 15 mm vstupu pro konvenční ventilátor je potřeba zanalyzovat proudění plynu uvnitř celého LifePort Adapteru.

### 2.1 LifePort Adapter

LifePort Adapter je vyroben z tvrdého plastového materiálu a jak už bylo dříve zmíněno skládá se ze tří vstupů, v této práci budou ale významné pouze dva vstupy a to Jet Port a 15 mm vstup k připojení konvenčního okruhu. 15 mm vstup pro připojení konvenčního ventilátoru je postupně se zúžující se trubice, která vyústí do endotracheální trubice pacienta. Na tento kanál se napojuje Jet Port, který má podobnou architekturu jako 15 mm vstup. Jet Port umožňuje vytvořit charakter plynu, který opouští ventilátor Life Pusel Bunnell.



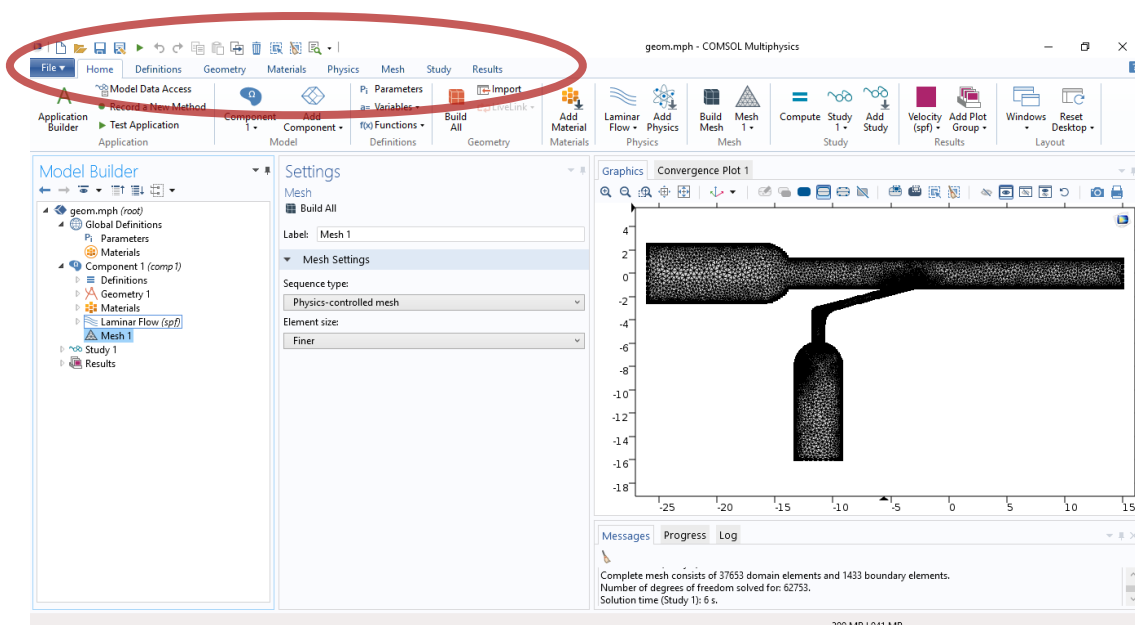
Obrázek 18: Rozměry LifePort Adapteru (mm)

## 2.2 COMSOL Multiphysics

Program COMSOL Multiphysics je interaktivní prostředí pro modelování a simulaci všech druhů vědeckých a inženýrským problémů popsatelných pomocí parciálních diferenciálních rovnic. Většina úloh v COMSOL Multiphysics je řešena metodou konečných prvků. Program COMSOL Multiphysics nabízí možnosti řešení dané problematiky v několika možných rozměrech od 0D, 1D, 2D, symetrický model ve 2D až po 3D. Také nabízí řadu fyzikálních oblastí, ve kterých je možno danou simulaci řešit [11].

Na obrázku 19 je zobrazeno pracovní prostředí COMSOL Multiphysics. Tvorba simulace v tomto prostředí je členěna na sedm částí:

- Definition: definice veličin
- Geometry: geometrie modelu
- Materials: použitý materiál pro tvorbu geometrie
- Physics: fyzikální vlastnosti modelu
- Mesh: tvorba sítě
- Study: typ studie (stacionární, časově závislá atd.)
- Results. výsledky simulace

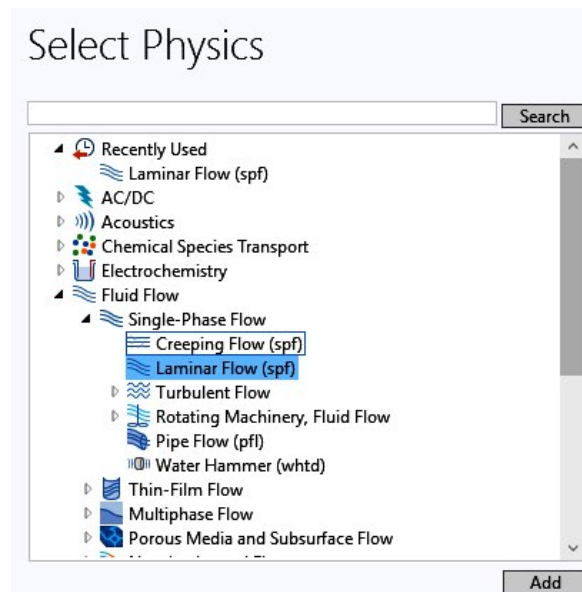


Obrázek 19: Prostředí programu COMSOL Multiphysics a zobrazení sedmi hlavních částí pro postup tvorby simulace (na obrázku červeně)

## 2.3 Simulace proudění plynu uvnitř trysky

Pro simulaci byla použita verze programu COMSOL Multiphysics 5.1, který je na FBMI dostupný. Pro simulaci proudění plynu v trysce byl zvolen 2D rozměr. Vzhledem k tomu, že metoda konečných prvků je velmi náročná na výpočet je pracování ve 2D rozměru mnohem rychlejší.

Fyzikální oblast byla zvolena pro proudění tekutin *Fluid Flow*, konkrétně laminární proudění plynu *Laminar Flow*.



Obrázek 20: Fyzikální oblasti v programu COMSOL Multiphysics

Simulace je rozdělena do třech částí:

- **simulace 1** - simulace kontinuálního průtoku plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port je otevřen do atmosféry
- **simulace 2** - simulace kontinuálního průtoku plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port je uzavřen
- **simulace 3** - simulace kontinuálního průtoku plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy je skrz 15 mm port také přiváděn kontinuálně plyn

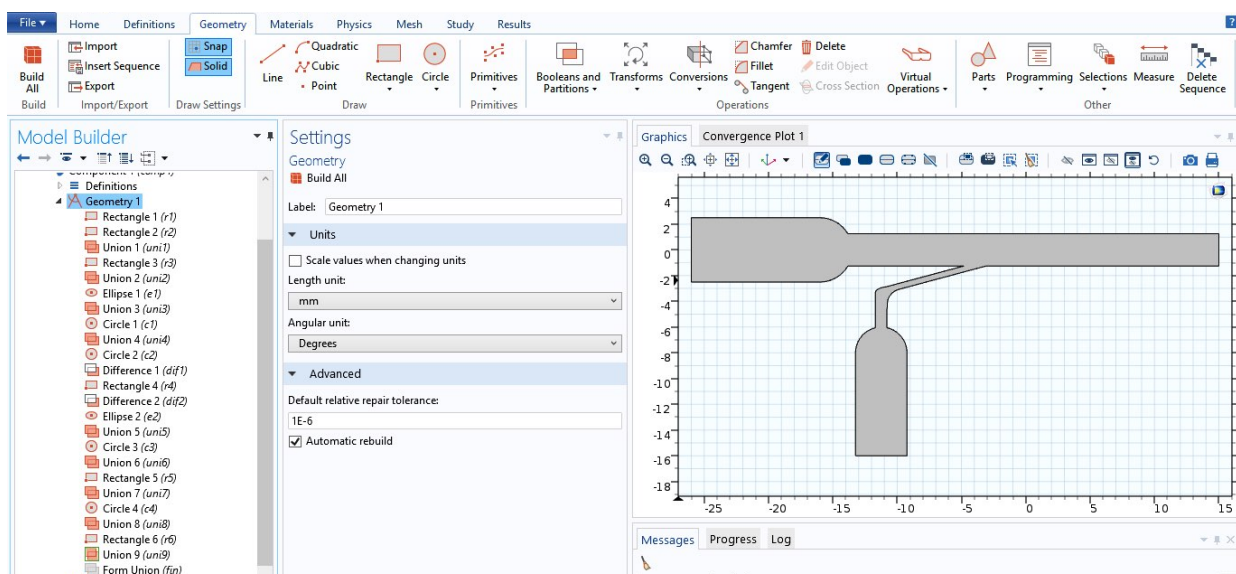
### 2.3.1 Simulace 1

Při tvorbě simulace, kontinuálního průtoku plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port je otevřen do atmosféry, se postupovalo podle výše zmíněných sedmi částí. Nejprve byly v záložce *Global Definitions* nadefinovány parametry jednotlivých průtoků viz obrázek 21.

| Parameters   |            |                             |
|--------------|------------|-----------------------------|
| ▼ Parameters |            |                             |
| Name         | Expression | Value                       |
| p1           | 1 [L/min]  | 1.6667E-5 m <sup>3</sup> /s |
| p2           | 2[L/min]   | 3.3333E-5 m <sup>3</sup> /s |
| p3           | 3 [L/min]  | 5E-5 m <sup>3</sup> /s      |
| p4           | 4 [L/min]  | 6.6667E-5 m <sup>3</sup> /s |
| p5           | 5 [L/min]  | 8.3333E-5 m <sup>3</sup> /s |
| p6           | 6 [L/min]  | 1E-4 m <sup>3</sup> /s      |
| p7           | 7 [L/min]  | 1.1667E-4 m <sup>3</sup> /s |
| p8           | 8 [L/min]  | 1.3333E-4 m <sup>3</sup> /s |
| p9           | 9 [L/min]  | 1.5E-4 m <sup>3</sup> /s    |
| p10          | 10 [L/min] | 1.6667E-4 m <sup>3</sup> /s |
| p11          | 11 [L/min] | 1.8333E-4 m <sup>3</sup> /s |
| p12          | 12 [L/min] | 2E-4 m <sup>3</sup> /s      |
| p13          | 13 [L/min] | 2.1667E-4 m <sup>3</sup> /s |
| p14          | 14 [L/min] | 2.3333E-4 m <sup>3</sup> /s |
| p15          | 15[L/min]  | 2.5E-4 m <sup>3</sup> /s    |
| p16          | 16[L/min]  | 2.6667E-4 m <sup>3</sup> /s |

Obrázek 21: Nadefinování průtoků tryskou v programu COMSOL Multiphysics

V záložce *Geometry* byla poté vytvořena pomocí různých geometických tvarů a linek geometrie trysky. Při tvorbě geometrie (obrázek 22) byly použity rozměry z technického nákresu.

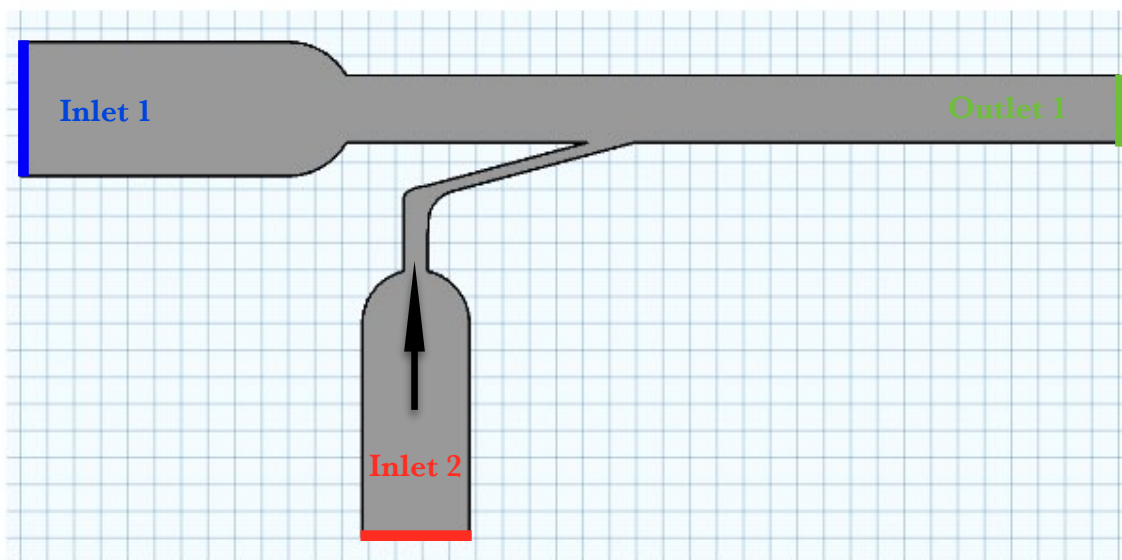


Obrázek 22: Tvorba geometrie trysky v programu COMSOL Multiphysics

Materiálem, který vyplňuje trysku byl zvolen vzduch, to proto, aby se výsledky simulace dali porovnat s praktickým experimentem.

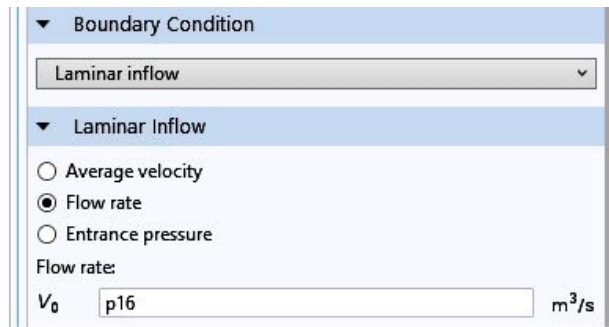
Konkrétní fyzikální oblast byla zvolena již na začátku, ale dále bylo třeba v záložce *Physics* nadefinovat další podmínky pro upřesnění proudění plynu v trysce. Vlastnosti tekutiny *Fluid properties* byly nastaveny podle zvoleného materiálu z knihovny a teplota podle vzduchu, který byl použit v průběhu experimentu. Dále byly nastaveny hraniční podmínky *Boundary condition* na *no slip*, což znamená, že tekutina má nulovou rychlost na pevné hranici s tryskou.

Tryska je opatřena třemi otvory, takže bylo potřeba pro každý otvor upřesnit zda se jedná o vstup *inlet* nebo o výstup *outlet* a poté bylo zadáno jestli do jednotlivých vstupů vstupuje nějaké proudění. Jednalo se o tu část, kde vstupuje proudící plyn z vysokofrekvenčního ventilátoru a následný postup plynu tryskou směrem do ETC (obrázek 23).



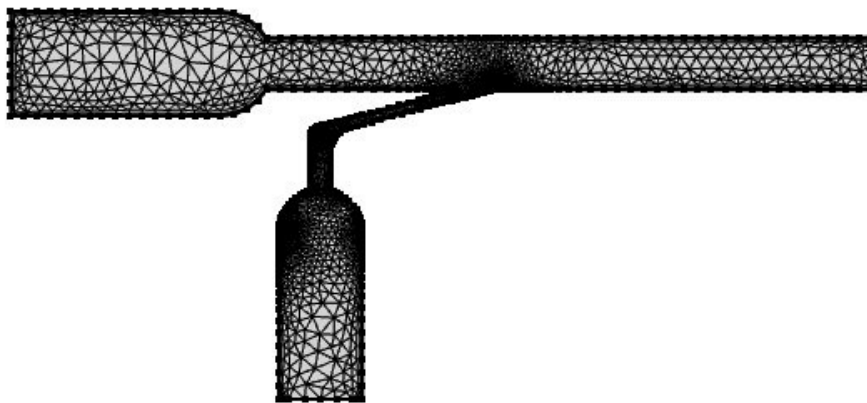
Obrázek 23: Zobrazení jednotlivých vstupů *inlets* a výstupů *outlets* z trysky (modře je znázorněn vstup *inlet 1* z konvenčního ventilátoru - zůstává otevřen do atmosféry, červeně vstup *inlet 2* z vysokofrekvenčního ventilátoru - jsou zadávány parametry průtoku a zeleně výstup *outlet 1* do ETC)

Vstup *inlet 1* z konvenčního ventilátoru a výstup *outlet 2* do ETC byl nechán otevřený do atmosféry tzn. nebyly nastaveny žádné hodnoty pro průtok plynu. Pro tento stav byla nastavena jako reference atmosférický tlak a program by tedy poté k jakémukoliv zadanému tlaku tuto referenci přičetl. U vstupu *inlet 2* z vysokofrekvenčního ventilátoru bylo nastaveno v laminárním přítoku *Laminar inflow* parametry průtoku (*p1 až p16*), které byly nadefinovány na začátku.



Obrázek 24: Nastavení parametru průtok  $p16$  v *Laminar Inflow*

Po náležitých fyzikálních upřesnění proudění v modelu, byla nastavena síť *Mesh* pro výpočty výsledného proudění (obrázek 25). Velikost jednotlivých elementů sítě byla zvolena jako normální.



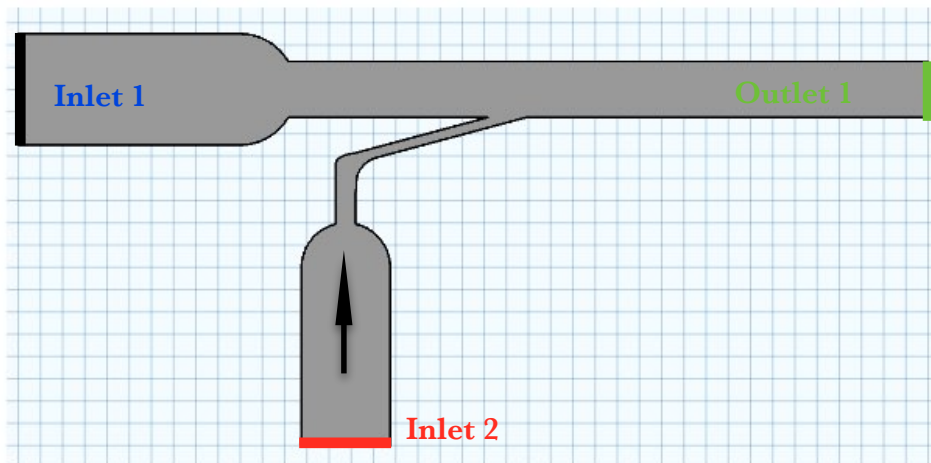
Obrázek 25: Síť *Mesh* modelu trysky

Typ studie byl zvolen již na začátku stacionární *Stationary*, takže bylo třeba zadat pouze v záložce *Study* spočítat *Compute* a po chvíli byly zobrazeny výsledky simulace průtoku plynu tryskou.



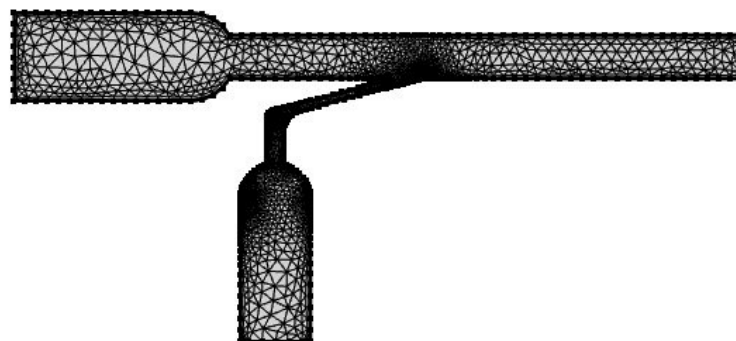
### 2.3.2 Simulace 2

Při tvorbě simulace, kontinuálního průtoku plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port je uzavřen, se postupovalo obdobně jako u předešlé. Byly použity stejné parametry ( $p1$  až  $p15$ ), geometrie, materiálem byl zvolen vzduch i hraniční podmínky byly nastaveny stejně. Ke změně ale došlo v nastavení vstupu *Inlet 1*, tedy výstupu z konvenčního ventilátoru. Respektive tento vstup nebyl nastaven, aby systém uvažoval tento vstup za uzavřený.



Obrázek 26: Zobrazení jednotlivých vstupů *inlets* a výstupů *outlets* z trysky (modře je znázorněn vstup *inlet 1* z konvenčního ventilátoru, který je pro tento typ simulace uzavřen, červeně vstup *inlet 2* z vysokofrekvenčního ventilátoru, u kterého se zadávají parametry průtoků a zeleně výstup *outlet 1* do ETC)

Poté byla nastavena pro tento typ simulace síť *Mesh* pro výpočty výsledného proudění (obrázek 27). Velikost jednotlivých elementů sítě byla zvolena jako normální.

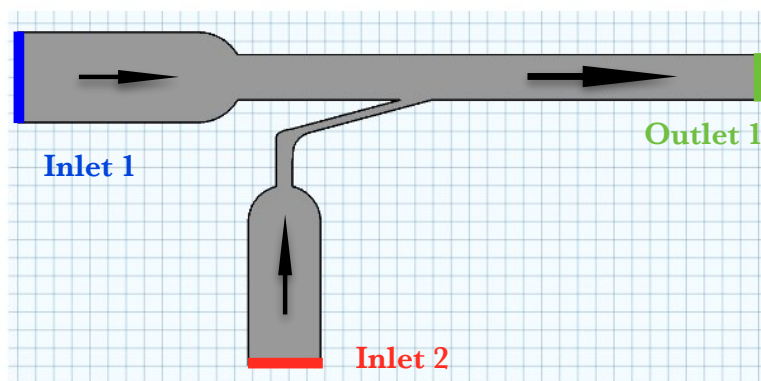


Obrázek 27: Síť *Mesh* modelu trysky

### 2.3.3 Simulace 3

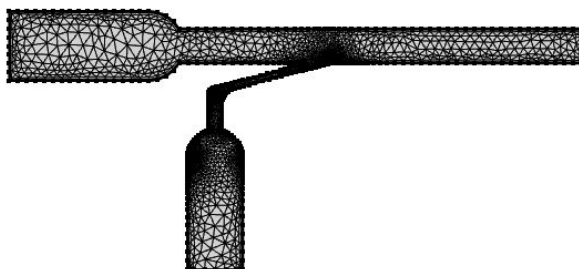
Při tvorbě simulace kontinuálního průtoku plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy je i skrz 15 mm port také přiváděn kontinuálně plyn, se postupovalo podobně jako u předchozích simulací. Byla použita stejná geometrie, materiálem byl zvolen vzduch, hraniční podmínky i jednotlivé vstupy a výstupy byly označeny stejně. Typ studie byl zvolen stacionární.

Ke změně došlo v nastavení jednotlivých vstupních podmínek pro vstupy a výstupy. Pro 15 mm vstup tedy *Inlet 1* byly nastaveny v laminárním přítoku *Laminar inflow* parametry průtoku (*p5* nebo *p10* tedy 5 nebo 10 L/min). Pro Jet Port tedy *Inlet 2* byly nastaveny v téže sekci parametry průtoků *p1* až *p13*.



Obrázek 28: Zobrazení jednotlivých vstupů *inlets* a výstupů *outlets* z trysky (modře je znázorněn vstup *inlet 1*, z kterého vstupuje do trysky průtok 5 nebo 10 L/min, červeně vstup *inlet 2* z vysokofrekvenčního ventilátoru, u kterého se zadávají parametry průtoků a zeleně výstup *outlet 1* do ETC)

Po náležitých fyzikálních upřesnění proudění v modelu, byla nastavena síť *Mesh* pro výpočty výsledného proudění (obrázek 29). Velikost jednotlivých elementů sítě byla zvolena jako normální.

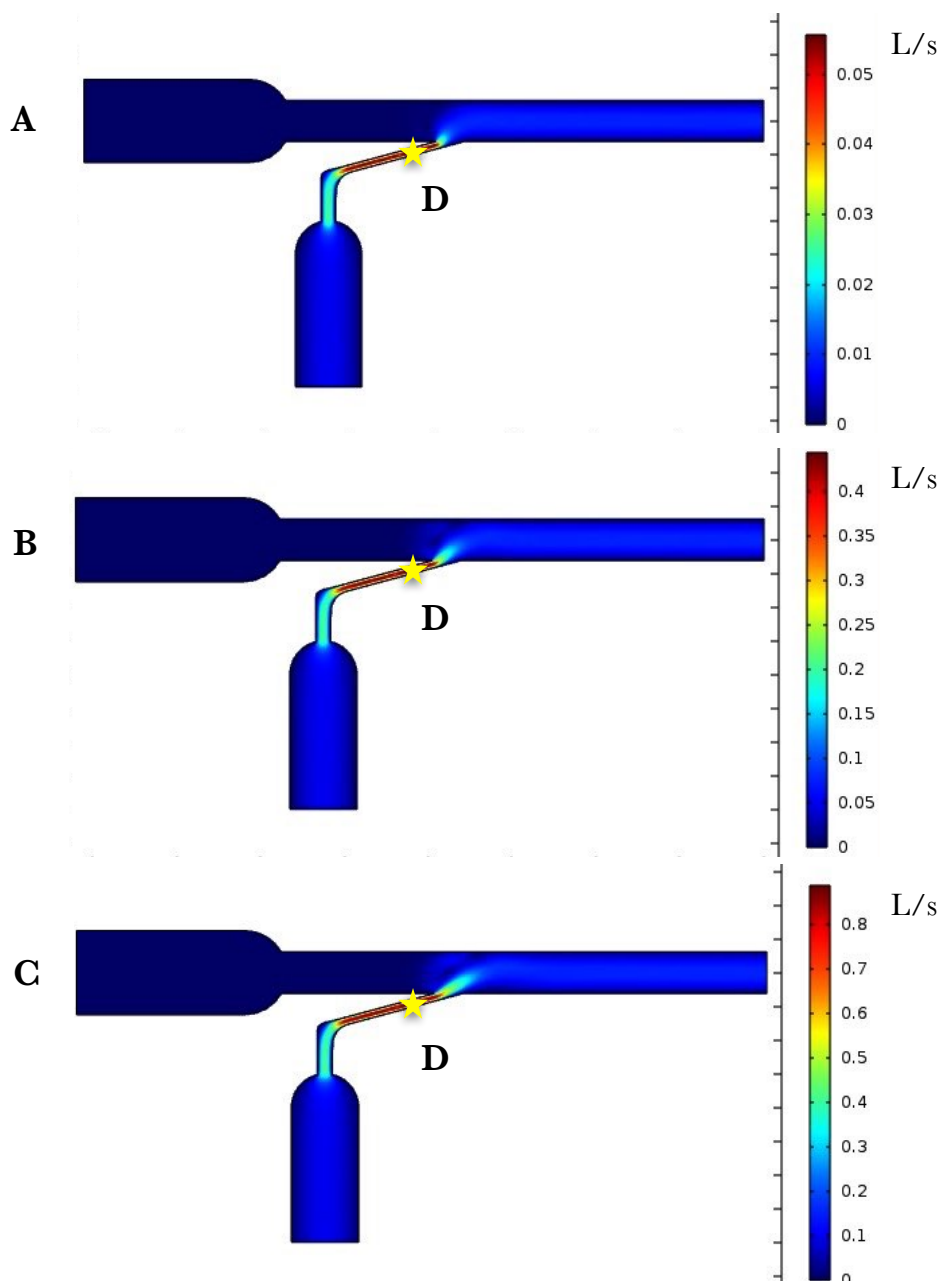


Obrázek 29: Síť *Mesh* modelu trysky

### 3 Výsledky Simulace

Program COMSOL Multiphysics detailně simuloval proudění v LifePort Adapteru. Výsledky jsou zobrazeny na barevné škále od tmavě modré až po sytě červenou. Pro průtok jsou výsledky uvedeny v jednotce L/s a jsou následně přepočteny do L/min.

#### 3.1 Výsledky simulace 1



Obrázek 30: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru ( část **A** - vstupní parametr  $p1$  ( $1 \text{ L/min}$ ), část **B** - vstupní parametr  $p8$  ( $8 \text{ L/min}$ ), část **C** - vstupní parametr  $p16$  ( $16 \text{ L/min}$ ) a část **D** místo s maximálním průtokem)

Na obrázku 30 je vizualizace kontinuálního průtok plynu, který proudil skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port byl otevřen do atmosféry.

Na barevné škále bylo zobrazeno, jak průtok roste nebo klesá (viz Obrázek 29). Místo, kde je průtok největší byl zobrazen hnězdíčkou (Obrázek 30 D). Hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru (Tabulka 1) byly přepočteny na L/min.

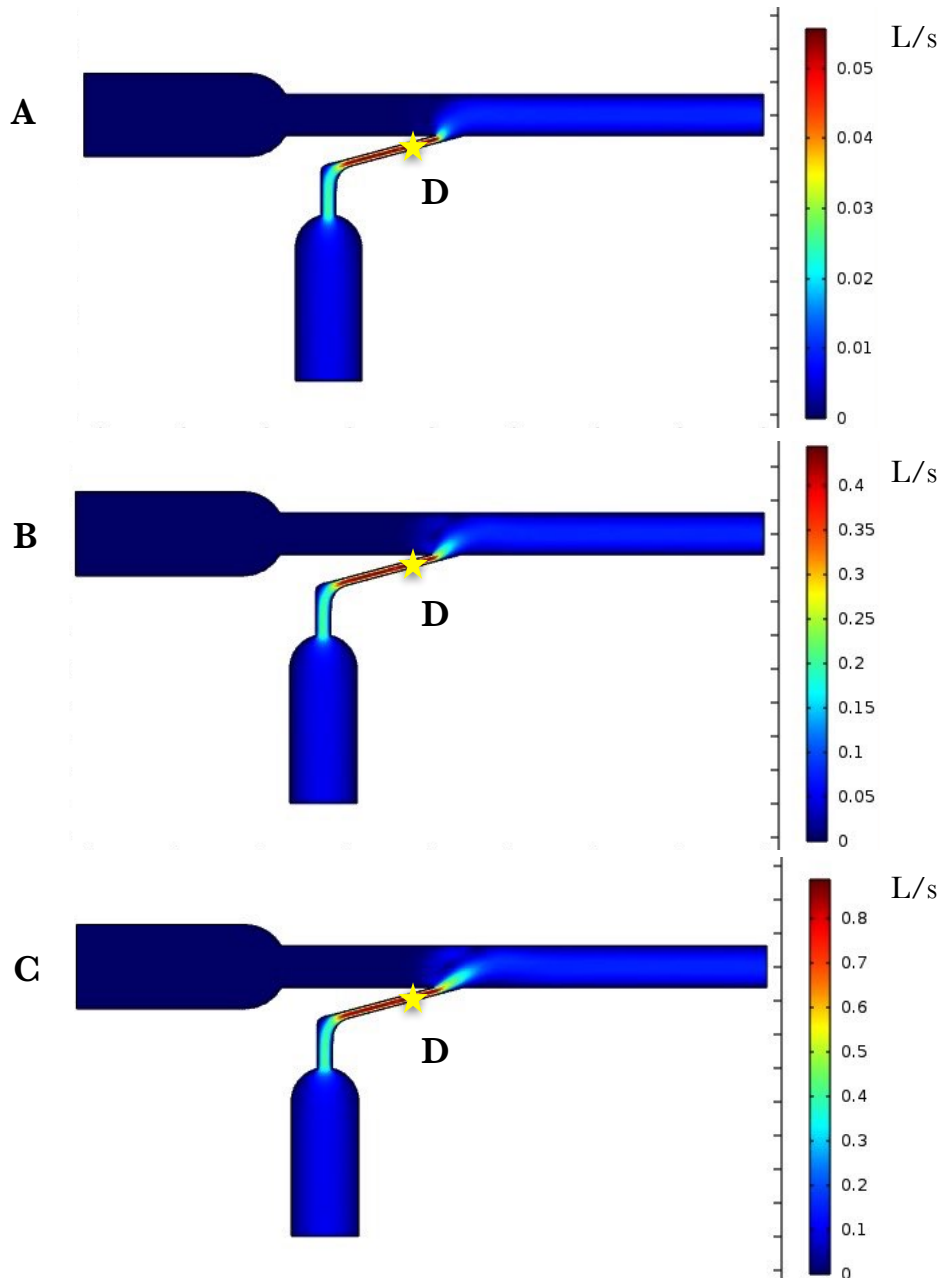
**Tabulka 1: Hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru (výstup do ETC)**

| <b>Kontinuální průtok (L/min)</b> | <b>Hodnota simulovaného průtoku na konci ETC (L/min)</b> |
|-----------------------------------|--|
| 1                                 | 0,89   |
| 2                                 | 2,02   |
| 3                                 | 3,19   |
| 4                                 | 4,02   |
| 5                                 | 5,08   |
| 6                                 | 6,05   |
| 7                                 | 7,74   |
| 8                                 | 9,57   |
| 9                                 | 13,33  |
| 10                                | 15,91  |
| 11                                | 19,28  |
| 12                                | 21,39  |
| 13                                | 22,63  |
| 14                                | 23,52  |
| 15                                | 24,58  |
| 16                                | 28,76  |

### 3.2 Výsledky simulace 2

Na obrázku 31 je vizualizace kontinuálního průtoku plynu, který proudil skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port byl uzavřen. Barevná škála zobrazovala jak průtok roste nebo klesá (viz Obrázek 31). Místo, kde byl průtok největší je zobrazeno hnězdíčkou (Obrázek 31 D).

Hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru (Tabulka 2) byly přepočteny na L/min.



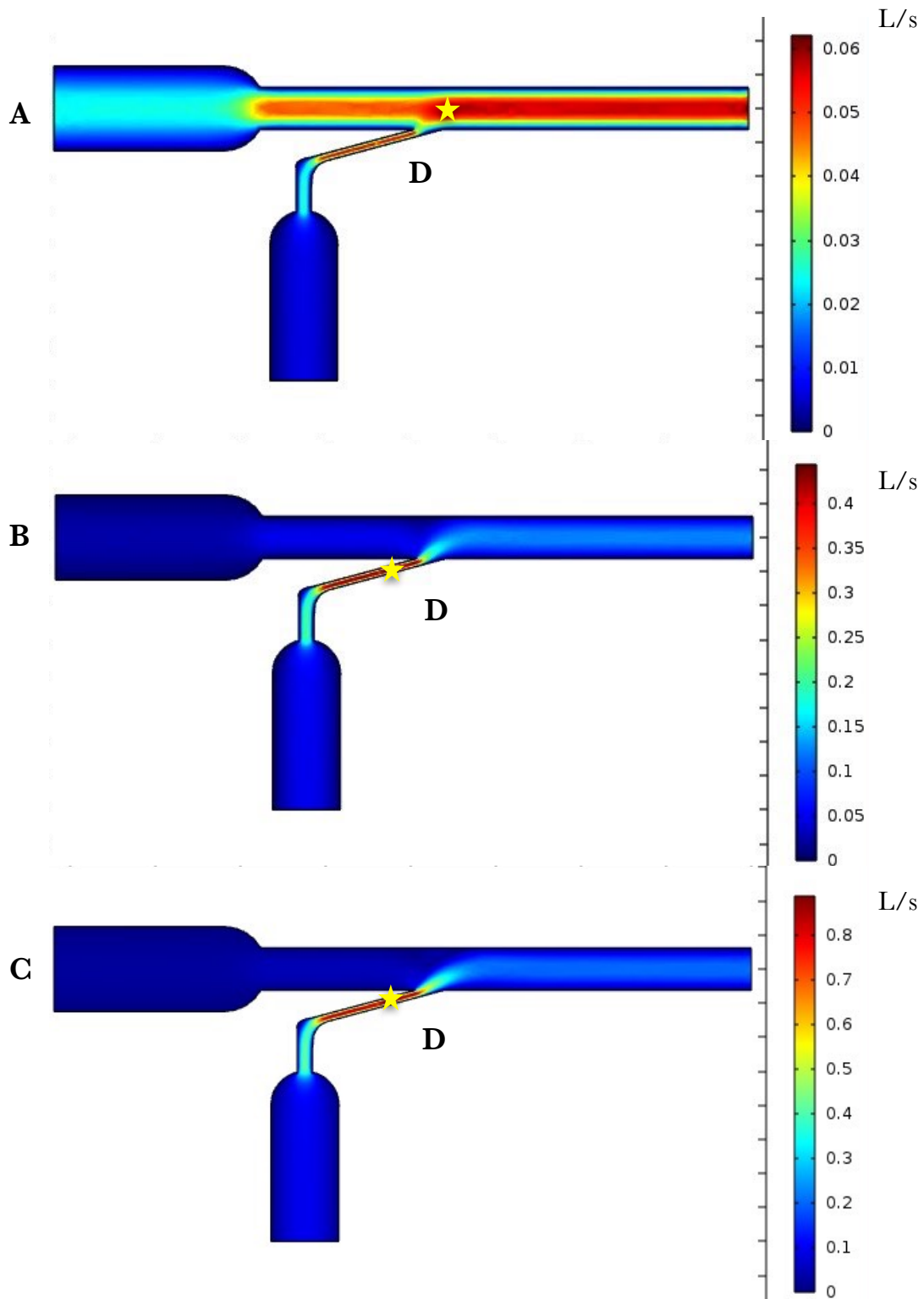
Obrázek 31: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru ( část **A** - vstupní parametr  $p1$  ( $1 L/min$ ), část **B** - vstupní parametr  $p8$  ( $8 L/min$ ), část **C** - vstupní parametr  $p16$  ( $16 L/min$ ) a část **D** místo s maximálním průtokem)

**Tabulka 2 : Hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru (výstup do ETC)**

| <b>Kontinuální průtok (L/min)</b> | <b>Hodnota simulovaného průtoku na konci ETC (L/min)</b> |
|-----------------------------------|--|
| 1                                 | 0,89   |
| 2                                 | 2,02   |
| 3                                 | 3,01   |
| 4                                 | 4,02   |
| 5                                 | 5,08   |
| 6                                 | 6,05   |
| 7                                 | 7,14   |
| 8                                 | 9,57   |
| 9                                 | 13,33  |
| 10                                | 15,91  |
| 11                                | 19,28  |
| 12                                | 21,39  |
| 13                                | 22,63  |
| 14                                | 23,52  |
| 15                                | 24,58  |
| 16                                | 28,76  |

### 3.3 Výsledky Simulace 3

Na obrázku 32 a 33 je znázorněna simulace kontinuálního průtoku plynu, který proudil skrz Jet Port směrem k ETC, kdy byl skrz 15 mm port také přiváděn kontinuálně plyn a to buď 5 nebo 10 L/min.

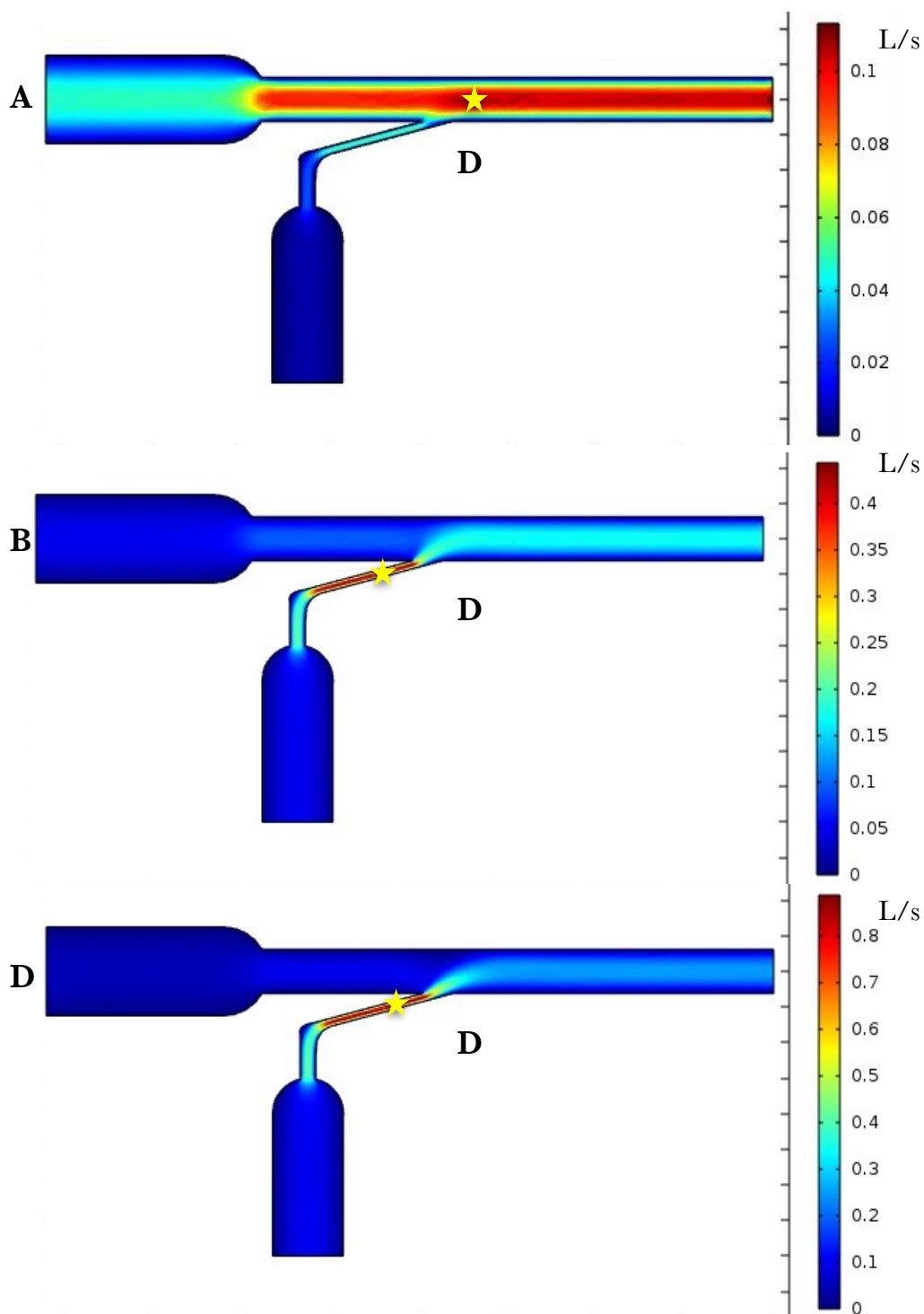


Obrázek 32: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru pro kontinuální proudění 5 L/min z 15 mm portu ( část **A** - vstupní parametr  $p1$  (1 L/min), část **B** - vstupní parametr  $p8$  (8 L/min), část **C** - vstupní parametr  $p16$  (16 L/min) a část **D** místo s maximálním průtokem)

**Tabulka 3: Hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru pro kontinuální průtok 5 L/min z 15 mm portu (výstup do ETC)**

| <b>Kontinuální průtok (L/min)</b> | <b>Hodnota simulovaného průtoku na konci ETC (L/min)</b> |
|-----------------------------------|--|
| 1                                 | 5,91   |
| 2                                 | 6,86   |
| 3                                 | 7,82   |
| 4                                 | 9,05   |
| 5                                 | 10,12  |
| 6                                 | 11,16  |
| 7                                 | 12,14  |
| 8                                 | 13,56  |
| 9                                 | 17,28  |
| 10                                | 18,94  |
| 11                                | 19,36  |
| 12                                | 20,02  |
| 13                                | 21,68  |





Obrázek 33: Vizualizace průtoku v části LifePort Adapteru pro kontinuální proudění 10 L/min z 15 mm portu ( část **A** - vstupní parametr  $p1$  (1 L/min), část **B** - vstupní parametr  $p8$  (8 L/min), část **C** - vstupní parametr  $p16$  (16 L/min) a část **D** místo s maximálním průtokem)

**Tabulka 4: Hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru pro kontinuální průtok 10 L/min z 15 mm portu (výstup do ETC)**

| <b>Kontinuální průtok (L/min)</b> | <b>Hodnota simulovaného průtoku na konci ETC (L/min)</b> |
|-----------------------------------|--|
| 1                                 | 10,98  |
| 2                                 | 11,95  |
| 3                                 | 12,96  |
| 4                                 | 13,94  |
| 5                                 | 15,07  |
| 6                                 | 18,34  |
| 7                                 | 22,35  |
| 8                                 | 26,84  |
| 9                                 | 31,64  |
| 10                                | 37,43  |
| 11                                | 44,04  |
| 12                                | 51,66  |
| 13                                | 59,67  |

## 4 Laboratorní měření

Cílem tohoto experimentu bylo ověřit přesnost simulace 1, 2 a 3 z programu COMSOL Multiphysics a určit, zda je toto prostředí vhodné pro oblast proudění plynu.

### 4.1 Použitá měřidla

Pro laboratorní měření byla použita tato měřidla:

- Mobilní analyzátor průtoku plynu **CITREX H4** (IMT Medical, Švýcarsko), který je především navržen pro měření v oblasti medicíny. Pro určení průtoku v průtokovém kanálu se používá měření diferenčního tlaku. [19]



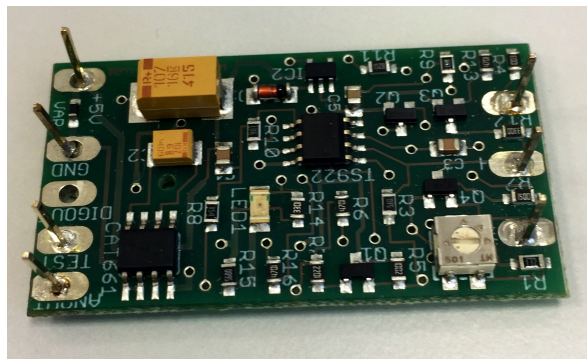
Obrázek 34: Mobilní analyzátor plynu CITREX H4 (IMT Medical, Švýcarsko) [19]

- Senzor hmotnostního průtoku **FS5** s pouzdrem (Innovative Sensor Technology, Švýcarsko), který zahrnuje přesný snímač teploty a ohřevu. Princip měření průtoku je založen na přenosu tepla, který je funkcí rychlosti proudícího plynu. Výhodou je vysoká citlivost a dlouhodobá stabilita. [17]



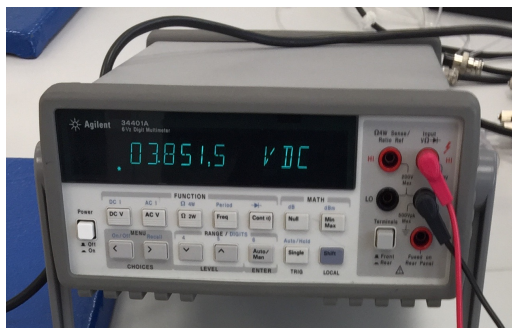
Obrázek 35: Senzor hmotnostního průtoku FS5 s pouzdrem (Innovative Sensor Technology, Švýcarsko) [17]

- Měřicí deska **FS5(L) family flow module**, která sestává ze zpětnovazebného obvodu pro vyrovnávání teplotních ztrát snímače ohřevu a klasického vyvažovacího můstku. Princip spočívá v tom, že výsledné výstupní napětí určuje velikost potřebného proudu pro dorovnání energie, o níž topné těleso přichází ohříváním plynu. Toto získané napětí je ze znalosti převodní charakteristiky následně přepočteno na průtok plynu v daném prvku [18].



Obrázek 36: Měřicí deska FS5(L) family flow module

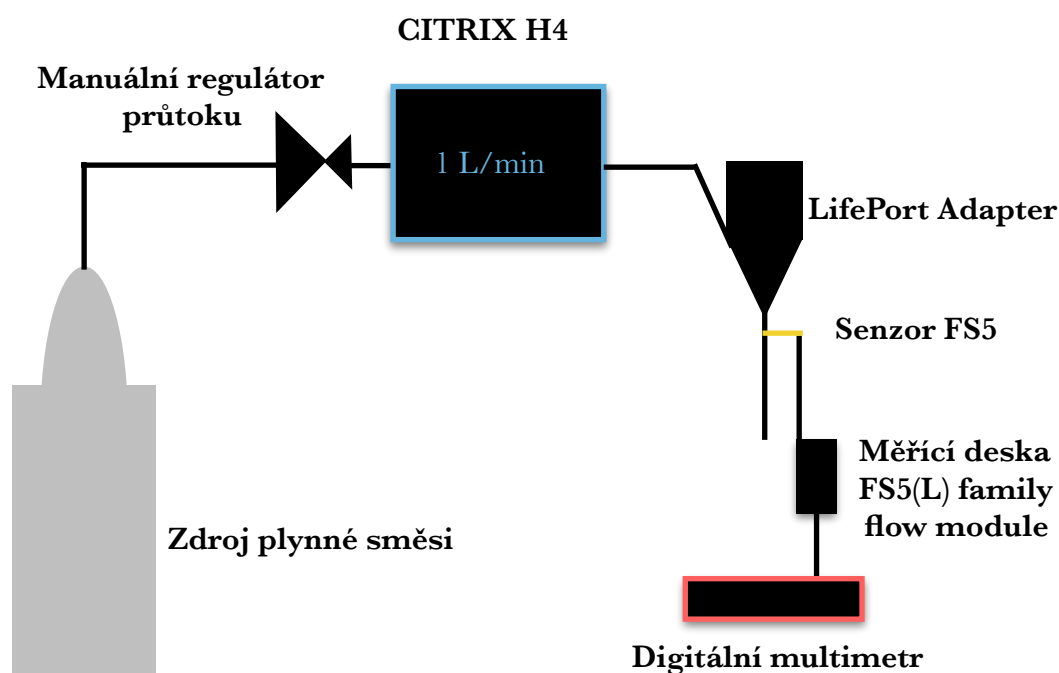
- Digitální **multimetr Agilent 34401A** (Agilent Technologies, USA), který v tomto experimentu slouží k měření napětí.



Obrázek 37: Digitální multimetr Agilent 34401A (Agilent Technologies, USA)

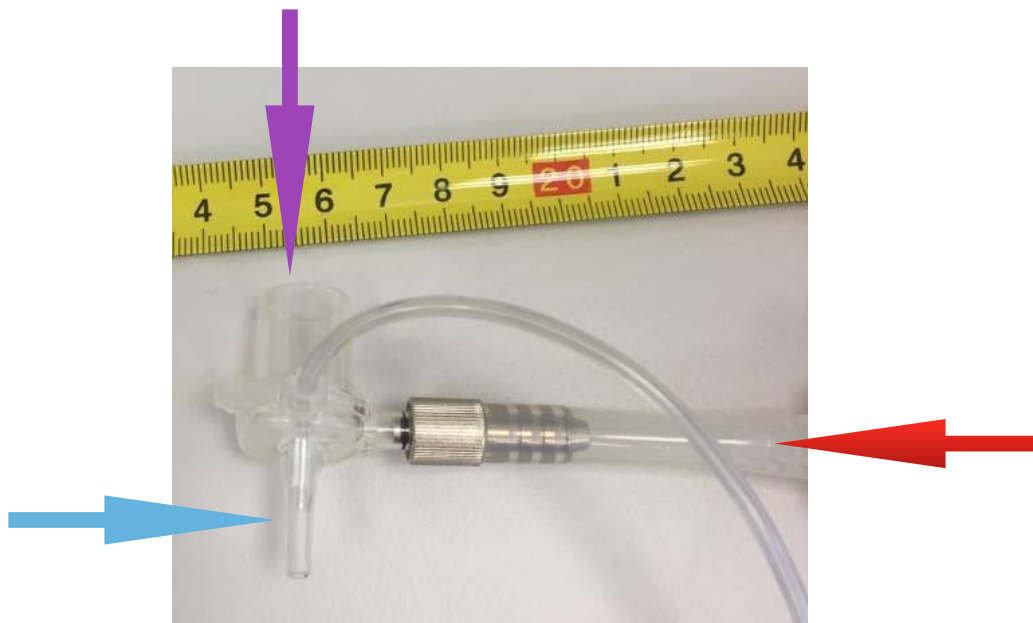
## 4.2 Uspořádání laboratorního měření 1 a 2

Měřicí soustava (Obrázek 38) byla tvořena do série zapojeným zdrojem plynné směsi (vzduch), na který navazoval manuální regulátor průtoku, díky kterému bylo možné nastavit požadovaný průtok. Za regulátorem průtoku byl zapojen mobilní analyzátor průtoku plynu CITRIX H4 (IMT Medical, Švýcarsko), který byl dále napojen na jeden ze vstupů LifePort Adapteru (Obrázek 39) konkrétně Jet Port. Senzor FS5 byl umístěn na začátek ETC tedy přibližně necelé dva centimetry od vyústění LifePort Adapteru (Obrázek 41). Senzor FS5 s pouzdrem (Innovative Sensor Technology, Švýcarsko) byl připojen na měřící desku FS5(L) family flow module, která byla napojena na stejnosměrný napěťový zdroj 5 V a digitální multimetr Agilent 34401A (Agilent Technologies, USA) (Obrázek 40). Na digitálním multimetru bylo měřeno odpovídající napětí.

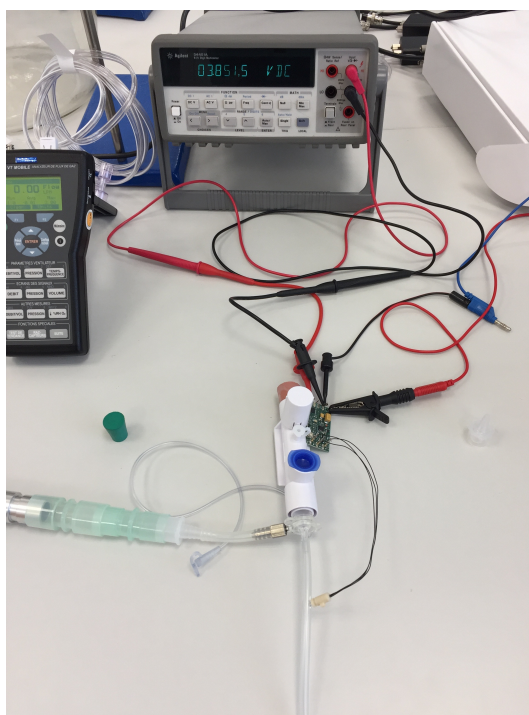


Obrázek 38: Uspořádání laboratorního měření 1 a 2

Pomocí manuálního regulátoru průtoku, byl postupně přidáván průtok s krokem 1 L/min v rozmezí 0 až 16 L/min. Kvůli vysoké citlivosti senzoru FS5 a patrné setrvačnosti analyzátoru CITRIX H4, bylo vždy nutné vyčkat, až dojde k ustálení hodnot na těchto měřidlech.



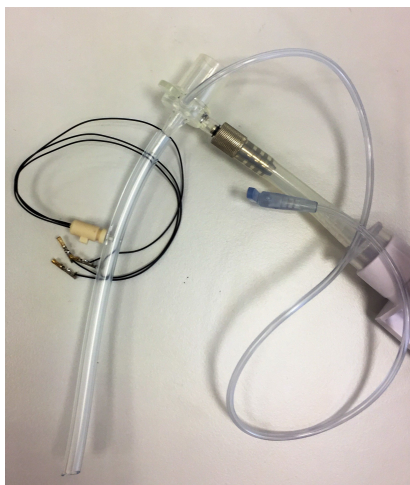
Obrázek 39: LifePort Adapter - červená šipka ukazuje směr kontinuálního průtoku plynu, který byl přiváděn do Jet Portu, fialová šipka ukazuje 15mm port a modrá šipka ukazuje výstup z LifePort Adapteru, na který se připojuje ETC



Obrázek 40: LifePort Adapter, který je připojen zleva na CITRIX H4 s uzavřeným 15mm portem, kde je na ETC napojen senzor FS5. Senzor FS5 je připojen k měřicí desce FS5(L) family flow module, která je připojena k digitálnímu multimetru a zdroji napětí.

#### 4.2.1 Měření 1

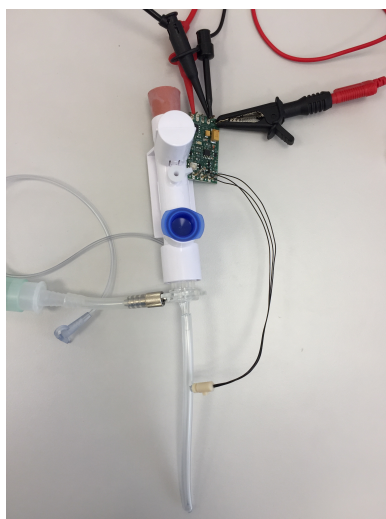
Pro měření kontinuální proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, byl 15 mm port otevřen do atmosféry



Obrázek 41: Kontinuální proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy byl 15 mm port otevřen do atmosféry - přes Jet Port vstupoval kontinuálně plyn (připojení vpravo) a na výstupu LifePort Adapteru byla připojena ETC, ve které byl umístěn senzor FS5, ze kterého vedly kabely pro připojení měřicí desky FS5(L) family flow module

#### 4.2.2 Měření 2

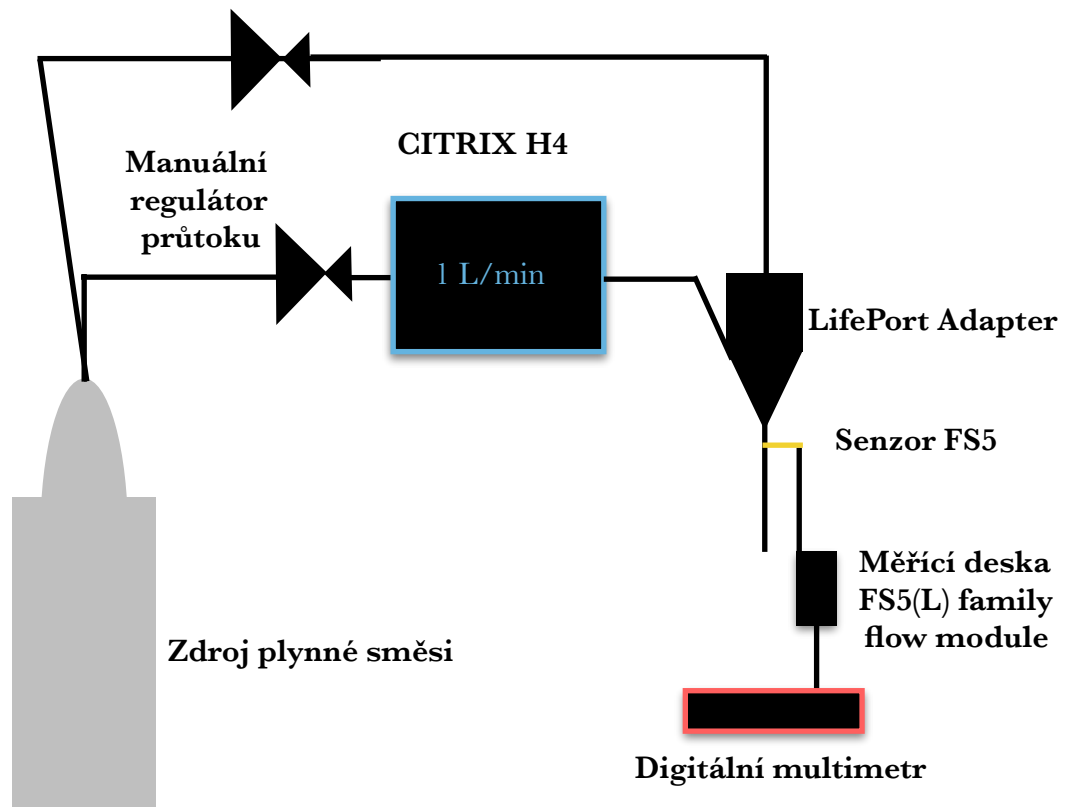
Pro měření kontinuální proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, byl 15 mm port uzavřen.



Obrázek 42: Kontinuální proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy byl 15 mm port uzavřen - přes Jet Port vstupuje kontinuální průtok plynu (připojení vlevo) a na výstupu LifePort Adapteru je připojena ETC, ve které je umístěn senzor FS5, ze kterého vedou kabely pro připojení měřicí desky FS5(L) family flow modul

### 4.3 Uspořádání laboratorního měření 3

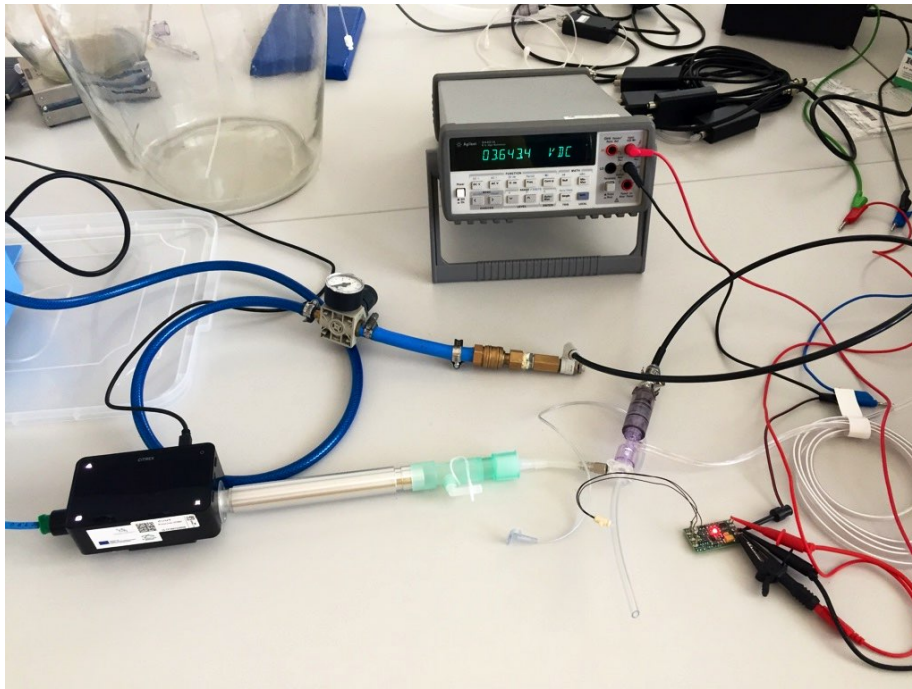
Měřicí soustava z předešlých laboratorních měření byla u experimentu 3 doplněna o kontinuální průtok 5 nebo 10 L/min z 15 mm portu (Obrázek 43 a 44). Tento průtok byl přiváděn ze zdroje plyné směsi a jeho množství bylo regulováno manuálním regulátorem průtoku a to tedy buď na 5 L/min nebo 10 L/min.



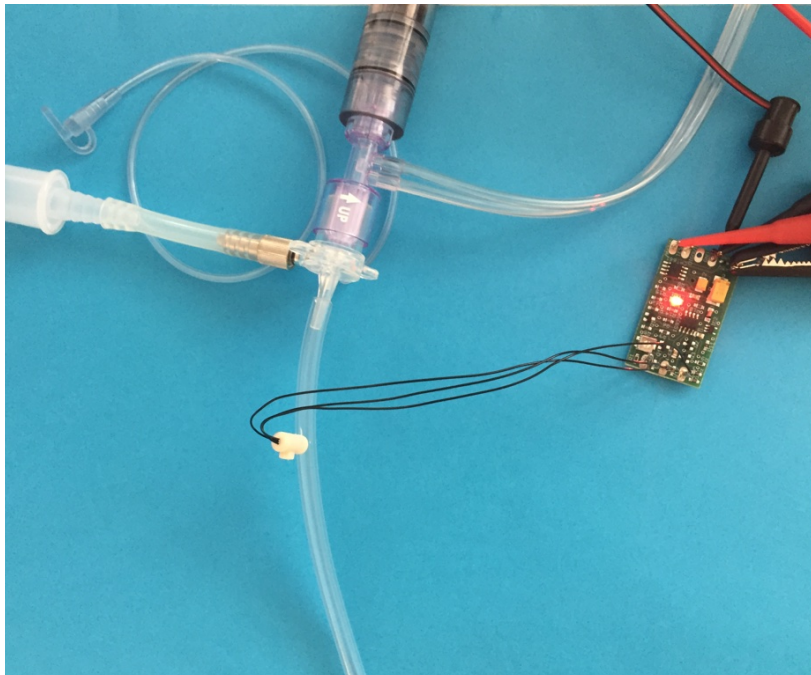
Obrázek 43: Uspořádání laboratorního měření 3

Pomocí manuálního regulátoru průtoku, byl v první části laboratorního měření 3 postupně přidáván průtok s krokem 1 L/min v rozmezí 0 až 13 L/min a ve druhé části laboratorního měření 3 se stejným krokem, ale v rozsahu 0 až 11 L/min.





Obrázek 44: Uspořádání laboratorního měření 3 v laboratoři



Obrázek 45: Detailní zobrazení LifePort Adapteru v laboratorním měření 3

#### 4.4 Měření převodní charakteristiky FS5 senzoru

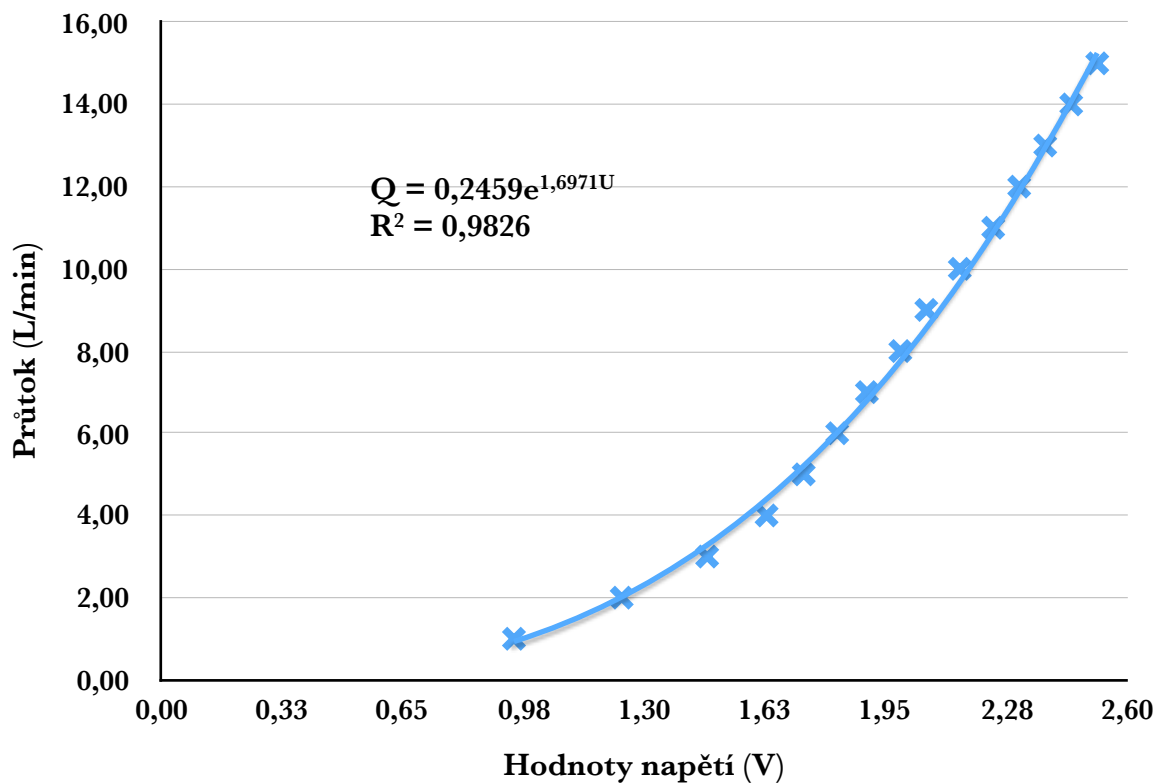
Měřicí soustava pro měření převodní charakteristiky FS5 senzoru byla tvořena do série zapojeným zdrojem plynné směsi (vzduch), na který navazoval manuální regulátor průtoku, díky kterému bylo možné nastavovat požadovaný průtok. Za regulátorem průtoku byl zapojen mobilní analyzátor průtoku plynu CITREX H4 (IMT Medical, Švýcarsko), který byl dále napojen na ETC, ve které byl na začátku umístěn senzor FS5. Senzor FS5 s pouzdem (Innovative Sensor Technology, Švýcarsko) byl připojen na měřicí desku FS5(L) family flow module, která byla napojena na stejnosměrný napěťový zdroj 5 V a digitální multimetr Agilent 34401A (Agilent Technologies, USA). Na digitálním multimetru bylo měřeno odpovídající napětí.

Od každého naměřeného napětí byla odečtena hodnota napětí při nulovém průtoku a všechny hodnoty pak byly vyneseny do grafu, kde bylo možné vykreslit kalibrační křivku.

Zobrazená bodová křivka (Obrázek 46) se nejvíce blížila exponenciální funkci, kterou byly body proloženy.

**Tabulka 5: Naměřené hodnoty napětí pro sestavení kalibrační křivky senzoru FS5**

| Průtok (L/min) | Napětí $U_x$ (V) | Napětí po odečtení nulové hodnoty $U_N$ (V) |
|----------------|------------------|---|
| 0,00           | 3,68             | -   |
| 1,00           | 4,63             | 0,95  |
| 2,00           | 4,92             | 1,24  |
| 3,00           | 5,15             | 1,47  |
| 4,00           | 5,31             | 1,63  |
| 5,00           | 5,41             | 1,73  |
| 6,00           | 5,50             | 1,82  |
| 7,00           | 5,58             | 1,90  |
| 8,00           | 5,67             | 1,99  |
| 9,00           | 5,74             | 2,06  |
| 10,00          | 5,83             | 2,15  |
| 11,00          | 5,92             | 2,24  |
| 12,00          | 5,99             | 2,31  |
| 13,00          | 6,06             | 2,38  |
| 14,00          | 6,13             | 2,45  |
| 15,00          | 6,20             | 2,52  |



Obrázek 46: Graf převodní charakteristiky senzoru FS5

Rovnice kalibrační přímky:

$$Q = 0,2459e^{1,6971 \cdot U} , \quad (1)$$

kde  $Q$  byl průtok v jednotce L/min a  $U$  napětí v jednotce V. Rovnice (1) byla použita při převodu změřeného napětí na průtok v laboratorním měření 1,2 a 3.

## 5 Výsledky laboratorního měření

Naměřené hodnoty napětí byly zaznamenány do tabulek. Od každého naměřeného napětí byla odečtena hodnota napětí při nulovém průtoku. Tyto hodnoty byly následně přepočítány podle charakteristiky (1) FS5 senzoru na jednotlivé průtoky.

Vzorový výpočet pro tabulku 6,7,8 a 9:  $Q = 0,2459e^{1,6971 \cdot 0,86}$

$$Q = 1,06 \text{ L/min}$$

**Tabulka 6: Naměřené a přepočtené hodnoty napětí na průtok pro laboratorní měření 1 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC při otevřeném 15 mm portu do atmosféry**

| Nastavený průtok regulátorem (L/min) | Naměřené napětí $U_X$ (V) | Odečtené napětí $U_N$ ( $U_X - U_0$ ) (V) | Hodnoty průtoku přepočtené z napětí $U_N$ (L/min) |
|--------------------------------------|---------------------------|---|---|
| 0,00                                 | 3,71                      |   |   |
| 1,00                                 | 4,57                      | 0,86                                      | 1,06  |
| 2,00                                 | 5,05                      | 1,34                                      | 2,39  |
| 3,00                                 | 5,30                      | 1,59                                      | 3,65  |
| 4,00                                 | 5,46                      | 1,75                                      | 4,78  |
| 5,00                                 | 5,59                      | 1,88                                      | 5,97  |
| 6,00                                 | 5,72                      | 2,01                                      | 7,44  |
| 7,00                                 | 5,81                      | 2,10                                      | 8,67  |
| 8,00                                 | 5,92                      | 2,21                                      | 10,44   |
| 9,00                                 | 6,03                      | 2,32                                      | 12,59   |
| 10,00                                | 6,13                      | 2,42                                      | 14,92   |
| 11,00                                | 6,23                      | 2,52                                      | 17,68   |
| 12,00                                | 6,33                      | 2,62                                      | 20,95   |
| 13,00                                | 6,42                      | 2,71                                      | 24,40   |
| 14,00                                | 6,53                      | 2,82                                      | 29,41   |
| 15,00                                | 6,63                      | 2,92                                      | 34,85   |
| 16,00                                | 6,73                      | 3,02                                      | 41,30   |

**Tabulka 7: Naměřené a přepočtené hodnoty napětí na průtok pro laboratorní měření 2 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC při uzavřeném 15 mm portu**

| Nastavený průtok regulátorem (L/min) | Naměřené napětí $U_x$ (V) | Odečtené napětí $U_N$ ( $U_x - U_0$ ) (V) | Hodnoty průtoku přepočtené z napětí $U_N$ (L/min) |
|--------------------------------------|---------------------------|---|---|
| 0,00                                 | 3,82                      |   |   |
| 1,00                                 | 4,71                      | 0,89                                      | 1,11  |
| 2,00                                 | 5,09                      | 1,27                                      | 2,12  |
| 3,00                                 | 5,31                      | 1,49                                      | 3,08  |
| 4,00                                 | 5,49                      | 1,67                                      | 4,18  |
| 5,00                                 | 5,61                      | 1,79                                      | 5,12  |
| 6,00                                 | 5,71                      | 1,89                                      | 6,07  |
| 7,00                                 | 5,81                      | 1,99                                      | 7,19  |
| 8,00                                 | 5,88                      | 2,06                                      | 8,10  |
| 9,00                                 | 5,95                      | 2,13                                      | 9,12  |
| 10,00                                | 6,02                      | 2,2                                       | 10,27   |
| 11,00                                | 6,07                      | 2,25                                      | 11,18   |
| 12,00                                | 6,12                      | 2,3                                       | 12,17   |
| 13,00                                | 6,17                      | 2,35                                      | 13,25   |
| 14,00                                | 6,21                      | 2,39                                      | 14,18   |
| 15,00                                | 6,25                      | 2,43                                      | 15,17   |
| 16,00                                | 6,29                      | 2,47                                      | 16,24   |

**Tabulka 8: Naměřené a přepočtené hodnoty napětí na průtok pro laboratorní měření 3 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy bylo 15 mm portem přiváděn průtok 5 L/min**

| <b>Nastavený průtok regulátorem (L/min)</b> | <b>Naměřené napětí <math>U_X</math> (V)</b> | <b>Odečtené napětí <math>U_N</math> (<math>U_X - U_0</math>) (V)</b> | <b>Hodnoty průtoku přepočtené z napětí <math>U_N</math> (L/min)</b> |
|---|---|--|---|
| 0,00  | 3,68  | -  | -   |
| 1,00  | 5,64  | 1,96   | 6,83  |
| 2,00  | 5,74  | 2,06   | 8,10  |
| 3,00  | 5,83  | 2,15   | 9,43  |
| 4,00  | 5,91  | 2,23   | 10,81   |
| 5,00  | 5,99  | 2,31   | 12,38   |
| 6,00  | 6,07  | 2,39   | 14,18   |
| 7,00  | 6,13  | 2,45   | 15,70   |
| 8,00  | 6,20  | 2,52   | 17,68   |
| 9,00  | 6,26  | 2,58   | 19,57   |
| 10,00                                       | 6,33  | 2,65   | 22,04   |
| 11,00                                       | 6,40  | 2,72   | 24,82   |
| 12,00                                       | 6,47  | 2,79   | 27,95   |
| 13,00                                       | 6,54  | 2,86   | 31,48   |

**Tabulka 9: Naměřené a přepočtené hodnoty napětí na průtok pro laboratorní měření 3 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy bylo 15 mm portem přiváděn průtok 10 L/min**

| <b>Nastavený průtok regulátorem (L/min)</b> | <b>Naměřené napětí <math>U_x</math> (V)</b> | <b>Odečtené napětí <math>U_N</math> (<math>U_x - U_0</math>) (V)</b> | <b>Hodnoty průtoku přepočtené z napětí <math>U_N</math> (L/min)</b> |
|---|---|--|---|
| 0,00  | 3,68  | -  | -   |
| 1,00  | 6,16  | 2,48   | 16,52   |
| 2,00  | 6,23  | 2,55   | 18,60   |
| 3,00  | 6,32  | 2,64   | 21,67   |
| 4,00  | 6,38  | 2,7  | 23,99   |
| 5,00  | 6,45  | 2,77   | 27,02   |
| 6,00  | 6,52  | 2,84   | 30,43   |
| 7,00  | 6,60  | 2,92   | 34,85   |
| 8,00  | 6,68  | 3,00   | 39,92   |
| 9,00  | 6,72  | 3,04   | 42,72   |
| 10,00                                       | 6,82  | 3,14   | 50,62   |
| 11,00                                       | 6,88  | 3,20   | 56,05   |

## 5.1 Porovnání výsledků simulace a laboratorního měření

Výsledky simulací a laboratorních měření byly spolu zaznamenány do jednotlivých tabulek a porovnány. Pro každou výslednou hodnotu byla vypočtena absolutní a relativní chyba.

**Tabulka 10: Porovnání hodnot simulace 1 a měření 1 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy byl 15 mm port otevřen do atmosféry**

| Nastavený průtok (L/min) | Průtok přepočtený z naměřené napětí (L/min) | Simulovaný průtok (L/min) | Absolutní chyba (L/min) | Relativní chyba (%) |
|--------------------------|---|---------------------------|-------------------------|---------------------|
| 1,00                     | 1,06  | 0,89                      | 0,17                    | 15,76               |
| 2,00                     | 2,39  | 2,02                      | 0,37                    | 15,34               |
| 3,00                     | 3,65  | 3,19                      | 0,46                    | 12,53               |
| 4,00                     | 4,78  | 4,02                      | 0,76                    | 15,98               |
| 5,00                     | 5,97  | 5,08                      | 0,89                    | 14,85               |
| 6,00                     | 7,44  | 6,05                      | 1,39                    | 18,67               |
| 7,00                     | 8,67  | 7,74                      | 0,93                    | 10,69               |
| 8,00                     | 10,44                                       | 9,57                      | 0,87                    | 8,37                |
| 9,00                     | 12,59                                       | 13,33                     | 0,74                    | 5,89                |
| 10,00                    | 14,92                                       | 15,91                     | 0,99                    | 6,66                |
| 11,00                    | 17,68                                       | 19,28                     | 1,60                    | 9,08                |
| 12,00                    | 20,95                                       | 21,39                     | 0,44                    | 2,12                |
| 13,00                    | 24,40                                       | 22,63                     | 1,77                    | 7,26                |
| 14,00                    | 29,41                                       | 23,52                     | 5,89                    | 20,03               |
| 15,00                    | 34,85                                       | 24,58                     | 10,27                   | 29,47               |
| 16,00                    | 41,30                                       | 28,76                     | 12,54                   | 30,35               |



**Tabulka 11: Porovnání hodnot simulace 2 a laboratorního měření 2 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy byl 15 mm port uzavřen**

| <b>Nastavený průtok (L/min)</b> | <b>Průtok přepočtený z naměřeného napětí (L/min)</b> | <b>Simulovaný průtok (L/min)</b> | <b>Absolutní chyba (L/min)</b> | <b>Relativní chyba (%)</b> |
|---------------------------------|--|----------------------------------|--------------------------------|----------------------------|
| 1,00                            | 1,11   | 0,89                             | 0,22                           | 19,94                      |
| 2,00                            | 2,12   | 2,02                             | 0,10                           | 4,66                       |
| 3,00                            | 3,08   | 3,01                             | 0,07                           | 2,20                       |
| 4,00                            | 4,18   | 4,02                             | 0,16                           | 3,76                       |
| 5,00                            | 5,12   | 5,08                             | 0,04                           | 0,80                       |
| 6,00                            | 6,07   | 6,05                             | 0,02                           | 0,30                       |
| 7,00                            | 7,19   | 7,14                             | 0,05                           | 0,70                       |
| 8,00                            | 8,10   | 9,57                             | 1,47                           | 18,19                      |
| 9,00                            | 9,12   | 13,33                            | 4,21                           | 46,18                      |
| 10,00                           | 10,27  | 15,91                            | 5,64                           | 54,93                      |
| 11,00                           | 11,18  | 19,28                            | 8,10                           | 72,48                      |
| 12,00                           | 12,17  | 21,39                            | 9,22                           | 75,79                      |
| 13,00                           | 13,25  | 22,63                            | 9,38                           | 70,85                      |
| 14,00                           | 14,18  | 23,52                            | 9,34                           | 65,91                      |
| 15,00                           | 15,17  | 24,58                            | 9,41                           | 62,01                      |
| 16,00                           | 16,24  | 28,76                            | 12,52                          | 77,12                      |

**Tabulka 12: Porovnání hodnot simulace 3 a laboratorního měření 3 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy bylo 15 mm portem přiváděn průtok 5 L/min**

| <b>Nastavený průtok (L/min)</b> | <b>Přepočtený průtok (L/min)</b> | <b>Simulovaný průtok (L/min)</b> | <b>Absolutní chyba (L/min)</b> | <b>Relativní chyba (%)</b> |
|---------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|----------------------------|
| 1,00                            | 6,83                             | 5,91                             | 0,92                           | 13,51                      |
| 2,00                            | 8,10                             | 6,86                             | 1,24                           | 15,28                      |
| 3,00                            | 9,43                             | 7,82                             | 1,61                           | 17,10                      |
| 4,00                            | 10,81                            | 9,05                             | 1,76                           | 16,24                      |
| 5,00                            | 12,38                            | 10,12                            | 2,26                           | 18,23                      |
| 6,00                            | 14,18                            | 11,16                            | 3,02                           | 21,28                      |
| 7,00                            | 15,70                            | 12,14                            | 3,56                           | 22,65                      |
| 8,00                            | 17,68                            | 13,56                            | 4,12                           | 23,28                      |
| 9,00                            | 19,57                            | 17,28                            | 2,29                           | 11,70                      |
| 10,00                           | 22,04                            | 18,94                            | 3,10                           | 14,06                      |
| 11,00                           | 24,82                            | 19,36                            | 5,46                           | 22,00                      |
| 12,00                           | 27,95                            | 20,02                            | 7,93                           | 28,37                      |
| 13,00                           | 31,48                            | 21,68                            | 9,80                           | 31,12                      |

**Tabulka 13: Porovnání hodnot simulace 3 a laboratorního měření 3 - měření kontinuálního proudění plynu ze zdroje přes Jet Port směrem k ETC, kdy bylo 15 mm portem přiváděn průtok 10 L/min**

| <b>Nastavený průtok (L/min)</b> | <b>Přepočtený průtok (L/min)</b> | <b>Simulovaný průtok (L/min)</b> | <b>Absolutní chyba (L/min)</b> | <b>Relativní chyba (%)</b> |
|---------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|----------------------------|
| 1,00                            | 16,52                            | 10,98                            | 5,54                           | 33,52                      |
| 2,00                            | 18,60                            | 11,95                            | 6,65                           | 35,75                      |
| 3,00                            | 21,67                            | 12,96                            | 8,71                           | 40,19                      |
| 4,00                            | 23,99                            | 13,94                            | 10,05                          | 41,89                      |
| 5,00                            | 27,02                            | 15,07                            | 11,95                          | 44,22                      |
| 6,00                            | 30,43                            | 18,34                            | 12,09                          | 39,72                      |
| 7,00                            | 34,85                            | 22,35                            | 12,50                          | 35,87                      |
| 8,00                            | 39,92                            | 26,84                            | 13,08                          | 32,76                      |
| 9,00                            | 42,72                            | 31,64                            | 11,08                          | 25,94                      |
| 10,00                           | 50,62                            | 37,43                            | 13,19                          | 26,06                      |
| 11,00                           | 56,05                            | 44,04                            | 12,01                          | 21,43                      |

## 6 Diskuze

V programu COMSOL Multiphysics byly vytvořeny a provedeny simulace proudění plynu uvnitř části LifePort Adapteru. Velikosti průtoků byly voleny s ohledem na velikosti průtoků běžně používaných v klinické praxi a také s ohledem na následné porovnání výsledků z laboratorního měření. Typ studie byl zvolen stacionární, protože bylo použito v laboratorním měření kontinuální proudění plynu. Vzhledem k časové náročnosti simulace byly všechny simulace navrženy ve 2D rozměru.

Výsledkem simulací byly průtokové profily a hodnoty průtoků na konci LifePort Adapteru v L/s, které byly kvůli porovnání výsledků z laboratorního měření přepočteny do L/min.

U prvních dvou typů simulací (kontinuální průtok plynu, který proudí skrz Jet Port směrem k ETC, kdy 15 mm port je otevřen do atmosféry a u druhé simulace uzavřen) se profily průtoků měnily se zvětšujícím se vstupním parametrem průtoku z Jet Portu. To bylo možné pozorovat i na barevné škále, která zobrazovala zda průtok roste nebo klesá. Místo s největším průtokem bylo označeno hvězdičkou a jednalo se vždy o výstup z Jet Portu.

Ze zaznamenaných hodnot průtoků na konci LifePort Adapteru ze simulací 1 a 2 bylo vidět, že došlo jen k drobným odchylkám proudění v řádu desetin. Bylo tedy patrné, že výsledky simulovaných průtoků na konci LifePort Adapteru jsou minimálně ovlivněny tím, zda je 15 mm port otevřen či ne.

Třetí typ simulace (kontinuální průtok plynu, který proudil skrz Jet Port směrem k ETC, kdy byl i skrz 15 mm port také přiváděn kontinuálně plyn) byl rozdělen na dvě části a to zda bylo 15 mm portem přiváděno 5 nebo 10 L/min. Zde bylo opět možné pozorovat jak se měnily jednotlivé profily průtoku se zvětšujícím se vstupním parametrem průtoku z Jet Portu, což bylo vidět i na barevné škále. Místo s největším průtokem se však měnilo. Dokud nebyl průtok z Jet Portu vyšší než průtok z 15 mm portu bylo místo s největším průtokem nad výstupem z Jet Portu tedy místem, kde se střetával průtok z Jet Portu a 15 mm portu. Pokud byl průtok z Jet Portu vyšší, místo s největším průtokem bylo opět na výstupu z Jet Portu.

Ze zaznamenaných hodnot průtoků na konci LifePort Adapteru ze simulace 3 bylo vidět, že došlo k velkým rozdílům hodnot. Když se zvětšil průtok z 15 mm portu z 5 L/min na 10 L/min, zvětšil se tím i průtok na konci LifePort Adapteru a to u větších průtoků až téměř trojnásobně. Z těchto hodnot tedy vyplývá, že průtok, který je přiváděn 15 mm portem, má velký vliv na velikost průtoků, který opouští LifePort Adapter.

Laboratorní měření se uskutečnilo v laboratoři na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně. Laboratorní měření spočívalo v měření průtoků resp. napětí na začátku endotracheální kanyly, tedy výstupu z LifePort Adapteru, pomocí senzoru FS5 s pouzdem. Tento senzor zaznamenával jednotlivé hodnoty napětí pro průtok na začátku ETC. Hodnoty napětí byly přepočteny pomocí změřené převodní charakteristiky senzoru FS5 na odpovídající hodnoty průtoků. Rozsahy nastavených průtoků manuálním regulátorem u jednotlivých laboratorních měření nebyly stejné a to z důvodu technických parametrů měřících přístrojů.

Z výsledků prvního laboratorního měření, kdy byl 15 mm port otevřen do atmosféry a Jet Portem byl kontinuálně přiváděn plyn, je patrné, že proudění z Jet Portu je schopno strhávat plyn ze svého okolí. To dokazuje i druhé laboratorní měření, kdy byl 15 mm port utěsněn.

Z naměřených hodnot laboratorního měření 2 je vidět, že hodnoty průtoků jsou v řádu desetin větší než velikosti průtoků, které vstupují do LifePort Adapteru. Tato odchylka mohla být způsobena nedostatečným utěsněním 15 mm portu nebo odchylkou měřícího senzoru.

Z naměřených hodnot laboratorního měření 3, které bylo rozděleno do dvou částí a to tak, že byl buďto 15 mm portem přiváděn kontinuálně průtok 5 L/min nebo 10 L/min, můžeme pozorovat to, že plyn, který je přiváděn Jet Portem opět strhávat plyn ze svého okolí. V obou částech měření 3 se zvětšil průtok na konci LifePort Adapteru u vyšších průtoků téměř až dvojnásobně. Je tedy patrné, že průtok vygenerovaný Jet Portem si strhávat plyn ze svého okolí exponenciálně.

Při porovnání výsledků simulací s laboratorním měřením lze říci, že model simulací vyhovuje spíše nižším průtokům. Pro vyšší průtoky je potřeba simulaci přenastavit. Z těchto důvodů tedy vyplývá doporučení používat pro tyto typy simulací program COMSOL Multiphysics vždy s možným porovnáním simulovaných hodnot s hodnotami z laboratorního měření.

## 7 Závěr

Cílem této práce bylo analyzovat proudění plynu uvnitř trysky pomocí simulací vytvořených v programu COMSOL Multiphysics a výsledky těchto simulací porovnat s reálným experimentem.

Výsledkem této bakalářské práce je analýza proudění plynu uvnitř trysky vysokofrekvenčního tryskového ventilátoru, která byla uskutečněna pomocí dvou metod a to pomocí simulací vytvořených v programu COMSOL Multiphysics a laboratorního měření. V programu COMSOL Multiphysics byly vytvořeny tři typy stacionárních simulací. Výsledkem těchto simulací byly průtokové profily a hodnoty průtoků na konci trysky. Následně bylo uskutečněno laboratorní měření, kde se pomocí senzoru FS5 měřil průtok resp. napětí na začátku endotracheální kanyly tedy výstupu z trysky. Hodnoty ze simulací a z laboratorního měření byly následně porovnány a byla u těchto hodnot vypočtena absolutní a relativní chyba.

Z výsledků simulací a laboratorního měření je patrné, že průtok generovaný Jet Portem strhává plyn ze svého okolí. Výsledky laboratorního měření a simulací se spolu shodují při nižších průtocích. U vyšších je třeba simulaci přenastavit. Z toho tedy vyplývá doporučení používat program COMSOL Multiphysics vždy s možným porovnáním hodnot z experimentálního měření.

## 8 Použitá literatura

- [1] T. Gomella, M. Cunningham and F. Eyal. Neonatology: Management, Procedures, On-Call Problems, Diseases, and Drugs. 7th Edition. New York: Mc Graw-Hill Profesional, 2009. ISBN 9780071768016.
- [2] Bunnell, J. Bert.: High Frequency Ventilation. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, 2006.
- [3] KUDRNA, Petr. Měření dechových objemů při vysokofrekvenční tryskové ventilaci nezralých novorozenců. Kladno, 2016. Disertační práce. ČVUT v Praze. Vedoucí práce Karel Roubík.
- [4] J. Coalson. Pathology of new bronchopulmonary dysplasia. Seminars in Neonatology. 2015, vol. 8, no. 1, pp. 73-81, 2015. ISSN 1084-2756.
- [5] K. Roubík. Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace. Košice, 2009. Habilitační práce. Fakulta Strojní, Technická universita v Košicích. 40 s. ISBN 80-8073-674-X
- [6] Y. Henderson, F. Chillingworth and J. Whitney. The respiratory dead space. Am J Physiol-Legacy Content. 1915, vol. 38, no. 1, pp. 1–19. ISSN 0002-9513.
- [7] M. Klain and B. Smith. High frequency percutaneous transtracheal jet ventilation. Critical care Med. 1977, no. 5, pp. 280–287. ISSN 090-3493.
- [8] P. Kudrna, M. Rozanek and B. Hribalova. Flow measuring during neonatal high frequency jet ventilation using orifice plate. Biomedical Engineering – Biomedizinische Technik. 2014, vol. 59, pp. S252–S254. ISSN 1862-278X
- [9] WEISBERGER, Stuart A., et al. Measurement of tidal volume during high-frequency jet ventilation. Pediatr Res, 1986, 20.1: 45-8.
- [10] Bunnell Incorporated Life Pulse High Frequency Jet Ventilation [online]. [cit. 2017-01-25]. Dostupné z: <http://www.bunl.com/uploads/4/8/7/9/48792141/in servicemanual.pdf>

- [11] COMSOL [online]. 2012 [cit. 2016-12-18].  
Dostupné z: <http://people.ee.ethz.ch/~fieldcom/pps-comsol/documents/User%20Guide/COMSOLMultiphysicsUsersGuide.pdf>
- [12] Chronická onemocnění plic: Bronchopulmonální dysplázie. In: Wikiskripta [online]. 201 [cit. 2017-04-25]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Chronick%C3%A1\\_onemocn%C4%9Bn%C3%AD\\_plic](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Chronick%C3%A1_onemocn%C4%9Bn%C3%AD_plic)
- [13] COURTNEY, Sherry E. a Jeanette M. ASSELIN. High-Frequency Jet and Oscillatory Ventilation for Neonates. Which Strategy and When?. *Respiratory Care Clin* 12. 2006, 453 - 467.
- [14] Neonatální mortalita a morbidita Česká republika 2015. In: NÚ 2015 - Česká Neonatologická Společnost [online]. 2015 [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: [www.neonatology.cz/upload/www.neonatology.cz/morbidita/nu-2015-pro-www.ppt](http://www.neonatology.cz/upload/www.neonatology.cz/morbidita/nu-2015-pro-www.ppt)
- [15] Y. Henderson, F. Chillingworth and J. Whitney. The respiratory dead space. *Am J Physiol – Legacy Content*. 1915, vol. 38, no. 1, pp. 1–19. ISSN 0002-9513
- [16] HFJV Flow. In: WIKIMEDIA COMMONS [online]. 2013 [cit. 2017-03-3]. Dostupné z: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:HFJV\\_Flow.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:HFJV_Flow.jpg)
- [17] RS: IST INNOVATIVE SENSOR TECHNOLOGY FS5.A.1L.195 Mass Flow Sensor [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <http://nl.rs-online.com/web/p/temperature-humidity-sensors/1218005/>
- [18] Farnell: FS5(L) family flow module [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: [http://www.farnell.com/datasheets1702754.pdf\\_ga=2.250972166.1202133404.1493892935-300745685.1493892896](http://www.farnell.com/datasheets1702754.pdf_ga=2.250972166.1202133404.1493892935-300745685.1493892896)
- [19] BC Market place [online]. [cit. 2017-04-09]. Dostupné z: [http://www.bcgroupestore.com/Assets/PDF/Manuals/Citrex\\_H4\\_Manual.pdf](http://www.bcgroupestore.com/Assets/PDF/Manuals/Citrex_H4_Manual.pdf)



# Obsah CD

Složka: Bakalářská práce - Bakalarska prace.pdf, Abstrakt\_cz.pdf, Abstrakt\_aj.pdf,  
Klicova\_slova.pdf, Zadani.pdf

Složka: Simulace 1 - prutokove\_profily.jpeg, prutokovy\_profil.mph

Složka: Simulace 2 - prutokove\_profily.jpeg, prutokovy\_profil.mph

Složka: Simulace 3 - prutokove\_profily.jpeg, prutokovy\_profil.mph