



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Návrh vysokoprůtokové clony pro ventilační experimenty**

**Design of a high-flow sensor for breathing experiments**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

**Ladislav Bís**

---

**Kladno 2020**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Bís** Jméno: **Ladislav** Osobní číslo: **474290**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Návrh vysokoprůtokové clony pro ventilační experimenty**

Název bakalářské práce anglicky:

**Design of a high-flow sensor for breathing experiments**

Pokyny pro vypracování:

Navrhňte průtokovou clonu pro monitor Datex S/5 (GE Healthcare, Helsinky, Finsko), která bude mít rozsah měření průtoků odpovídající průtokům při ventilačních experimentech v simulovaném lavinovém sněhu. Návrh clony optimalizujte v SW prostředí Comsol a výsledný návrh zrealizujte a ověřte jeho charakteristiky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Roubík K., Sieger L., Sýkora K., Work of Breathing into Snow in the Presence versus Absence of an Artificial Air Pocket Affects Hypoxia and Hypercapnia of a Victim Covered with Avalanche Snow: A Randomized Double Blind Crossover Study, PLOS ONE, ročník 10, číslo 12, 2015, e0144332 s.  
[2] 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) bakalářské práce:


**prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**Ing. Václav Ort**

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

  
prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.  
podpis vedoucí(ho) katedry

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

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Návrh vysokoprůtokové clony pro ventilační experimenty“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 21. 5. 2020

.....

Ladislav Bíš

## **PODĚKOVÁNÍ**

Tímto bych rád poděkoval panu prof. Ing. Karlu Roubíkovi, Ph.D. za velmi cenné a užitečné rady a připomínky, které se mnou konzultoval v průběhu práce. Chtěl bych poděkovat také i panu Ing. Václavu Ortovi, který mi pomáhal s konkrétními problémy, které se vyskytly při práci v laboratoři.

## **ABSTRAKT**

### **Návrh vysokoprůtokové clony pro ventilační experimenty**

V současné době je pro účely ventilačních experimentů používán průtokový senzor s názvem D-Lite. Tento senzor ve spojení s používaným monitorem vitálních funkcí Datex S/5 dokáže zaznamenat průtoky ventilační směsi do hodnoty 125 l/min. Tato hodnota je ale pro účely ventilačních experimentů nedostačující.

Cílem této práce je navržení vysokoprůtokového senzoru pro účely ventilačních experimentů v simulovaném lavinovém sněhu. Nový senzor by měl mít schopnost měřit průtoky až do hodnoty 170 l/min.

V rámci projektu vznikla série počítačových modelů průtokových senzorů v programu COMSOL Multiphysics, na kterých byly prováděny simulace. Na základě simulací byl vybrán model s vhodnými parametry, který byl zrealizován pomocí 3D tisku.

U výsledného průtokového senzoru byly proměřeny jeho charakteristiky. Bylo dokázáno, že nový senzor má schopnost měřit hodnoty průtoků do 160 l/min a že je zachována jeho kompatibilita s patientským monitorem Datex S/5.

### **Klíčová slova**

Průtokový senzor

Pneumotachograf

Tlakově-průtoková charakteristika

Simulační software

Ventilační experimenty

# **ABSTRACT**

## **Design of a high-flow sensor for breathing experiments**

During ventilatory experiment is currently used a flow sensor D-Lite. This sensor together with vital signs monitor Datex S/5 can measure flow of ventilation mixture up to 125 litres per minute. This flow value is insufficient for measurements during ventilatory experiments.

The aim of this thesis is development of high-flow sensor for breathing experiments in simulated avalanche snow. This new sensor should be able to measure flow up to 170 l/min.

Within this project was created a series of models in simulation software COMSOL Multiphysics. These models were also tested here. Based on results of simulations a final model with suitable parameters was chosen. This model was made by 3D print technology.

Created model of new flow sensor was tested. There were several experiments which verified, that new sensor is compatible with patient monitor Datex S/5 and can measure flow up to 160 l/min.

## **Keywords**

Flow sensor

Pneumotachograph

Pressure-flow characteristics

Simulation software

breathing experiments

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>9</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>10</b>
<b>2 Přehled současného stavu</b> .....	<b>12</b>
2.1 Současné vybavení používané při experimentech v simulovaném lavinovém sněhu.....	12
2.2 Limitace měření se současným vybavením během ventilačních experimentů.....	13
<b>3 Cíle práce</b> .....	<b>15</b>
<b>4 Metody</b> .....	<b>16</b>
4.1 Pneumotachografie.....	16
4.1.1 Princip pneumotachografů.....	16
4.2 Principy a metody využívané při měření s průtokovými clonami .....	18
4.2.1 Princip vzniku tlakové diference .....	18
4.2.2 Tlakově-průtokové charakteristiky clon.....	19
4.2.3 Měření tlakově průtokových charakteristik.....	20
4.3 Stavba průtokových senzorů .....	23
4.3.1 Typy průtokových senzorů s odporovým členem .....	23
4.4 Konstrukce pneumotachografu D-Lite.....	27
4.5 Konstrukce nové clony .....	31
4.5.1 Myšlenka konstrukce nové clony .....	31
4.5.2 Požadované vlastnosti nové clony.....	31
4.5.3 Postup určení vhodných rozměrů průtokového senzoru .....	32
4.6 Simulace v programu COMSOL Multiphysics.....	33
4.6.1 Simulační prostředí COMSOL Multiphysics .....	33
4.6.2 Postup provádění simulace .....	33
4.6.3 Simulace na návrhu nového průtokového senzoru.....	37
4.7 Realizace návrhu .....	38
4.7.1 Použitý materiál.....	38
4.7.2 Metoda výroby.....	38
4.7.3 Předzpracování a limitace výrobní metody .....	39

<b>5</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>41</b>
5.1	Požadavky na vlastnosti nového průtokového senzoru.....	41
5.2	Výsledky práce v simulačním software COMSOL.....	42
5.2.1	Vliv změny parametrů clony na průtokové charakteristiky .....	42
5.3	Vlastnosti realizovaného návrhu nové clony .....	46
5.4	Srovnání nového senzoru se senzorem D-Lite.....	47
<b>6</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>54</b>
<b>7</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>57</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>58</b>
	<b>Příloha A: Tabulky s výsledky provedených měření.....</b>	<b>59</b>
	<b>Příloha B: Obsah přiloženého DVD .....</b>	<b>64</b>



# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$Q_m$	l/min	Objemový průtok
$\rho$	kg/m <sup>3</sup>	Hustota
$p$	Pa	Tlak

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
PIP	Peak Inspiratory Pressure (špičkový inspirační tlak)
PEEP	Positive End Expiratory Pressure (pozitivní přetlak na konci výdechu)
CAD	Computer-aided design (počítačem podporované projektování)
FFF	Fused Filament Fabrication (výroba z roztaveného filamentu)
ABS	Akrylonitrilbutadienstyren
PLA	Polylactic acid (polymléčná kyselina)
RR	Respiratory Rate (dechová frekvence)

# 1 Úvod

Během činností spojených s prováděním plicní ventilace v klinickém prostředí nebo s prováděním ventilačních experimentů v laboratorním prostředí je velmi důležité sledovat jednotlivé parametry plicní ventilace a vliv změny těchto parametrů na lidský organismus. Výsledky měření jednotlivých parametrů podávají informaci o tom, jak kvalitní a účinná je prováděná plicní ventilace. Měřené údaje dále poskytují informaci o stavu dýchacích cest pacienta a rozhodují o tom, jakým způsobem pokračovat v nastavení parametrů plicní ventilace, aby byla co možná nejefektivnější a pro lidský organismus představovala co možná nejmenší zátěž.

Jedním z měřených parametrů při provádění umělé plicní ventilace a ventilačních experimentů je dechový objem. Jde o objem vzduchu nebo ventilační směsi, který si při jednom dechovém cyklu organismus vymění se svým okolím. V rámci určování dechového objemu se měří objem vdechovaný (inspirační) označovaný jako  $V_{Ti}$  a objem vydechovaný (expirační) označovaný jako  $V_{Te}$ . Z hodnoty tohoto naměřeného parametru spolu s hodnotami tlaku lze při plicní ventilaci rozhodovat o tom, v jakém stavu dýchací cesty daného jedince jsou, popřípadě, jak podle toho upravit prováděnou plicní ventilaci. Stejně tak je možné z těchto měřených parametrů vyvozovat nejrůznější závěry při provádění ventilačních experimentů.

Pro měření dechového objemu lze použít několik možných zařízení. U současných přístrojů se dechový objem počítá zpravidla pomocí integrace změřené křivky průtoku dýchací směsi. Informaci o průtoku dýchací směsi v čase poskytuje zařízení známé jako průtokoměr nebo průtokový senzor. V odvětví plicní ventilace se nejběžněji pro určování průtoků dýchací směsi používají průtokoměry se žhaveným odporovým drátkem (tzv. anemometry) a průtokoměry s vloženým odporovým členem, zvané pneumotachografy. Pneumotachograf je průtokový senzor, který díky své specifické konstrukci dokáže při průtoku plynu měřit jeho velikost díky tlakovému úbytku, který vzniká na vloženém odporovém členu. Po změření velikosti tlakového úbytku je tato hodnota prostřednictvím předem známé charakteristiky senzoru přepočítávána na hodnotu objemového průtoku tekutiny v systému. Následně se dopočítávají i dechové objemy.

Měření průtoků prostřednictvím pneumotachografů s vloženým odporovým členem představuje jeden z nejjednodušších způsobů, jak určovat objem ventilační směsi během plicní ventilace a ventilačních experimentů.

## 2 Přehled současného stavu

Pro měření průtoku ventilační směsi v klinické praxi anebo během ventilačních experimentů se pro svou jednoduchost s výhodou využívají pneumotachografy. Ve většině případů se jedná o několik centimetrů dlouhou trubici s vhodně umístěným a vhodně tvarovaným odporovým členem uvnitř. Díky své charakteristické konstrukci tak umožňuje převést informaci o proudění plynu skrze trubici na tlakový rozdíl, který se převádí na elektrický signál v tlakovém senzoru, z kterého je možné zpětně velikost průtoku určit.

Při provádění experimentů se simulovaným lavinovým sněhem jsou rovněž využívány pneumotachografy coby senzory pro měření průtoků ventilační směsi. Narozdíl od plicní ventilace pacientů, kdy je největší důraz kladen na dostatečnou a správně prováděnou ventilaci a oxygenaci organismu, je během experimentů se simulovaným lavinovým sněhem situace jiná. V průběhu měření totiž proband dýchá skrze substanci, která v sobě zadržuje oxid uhličitý, který vzniká jako produkt metabolismu. Tělo se této látky dýcháním zbavuje. Opětovným nádechem skrz tento materiál se do plic dostává čím dál tím méně vzduchu s potřebnou koncentrací kyslíku k dostatečné oxygenaci organismu. Tělo si nedostatek vhodných plynů kompenzuje zrychlením dechové frekvence a zapojením více svalů do nádechu. Při výdechu se začínají zapojovat dýchací svaly. Vyšší aktivita svalstva při zvýšeném úsilí oxygenace organismu vede ke zvýšení průtoků dýchacích plynů skrze ventilační okruh. Pro účely ventilačních experimentů je potřeba tento průtok monitorovat a zaznamenávat pro pozdější vyhodnocování.

### 2.1 Současné vybavení používané při experimentech v simulovaném lavinovém sněhu

Pro získávání informací o průtoku ventilační směsi v průběhu experimentu se v současné době používá průtokový senzor D-Lite ve spojení s monitorem vitálních funkcí s typovým označením Datex S/5 od výrobce GE Healthcare. Použití právě tohoto monitoru je dáno díky jeho schopnosti měřit vybrané parametry dechové aktivity probanda a dýchacích plynů. Tyto parametry byly označeny jako rozhodující pro získávání informací o tom, jak tělo přizpůsobuje svoje funkce dýchání v simulovaném lavinovém sněhu. Na Obr. 2.1 je zobrazen patientský monitor Datex S/5 používaný při experimentech.

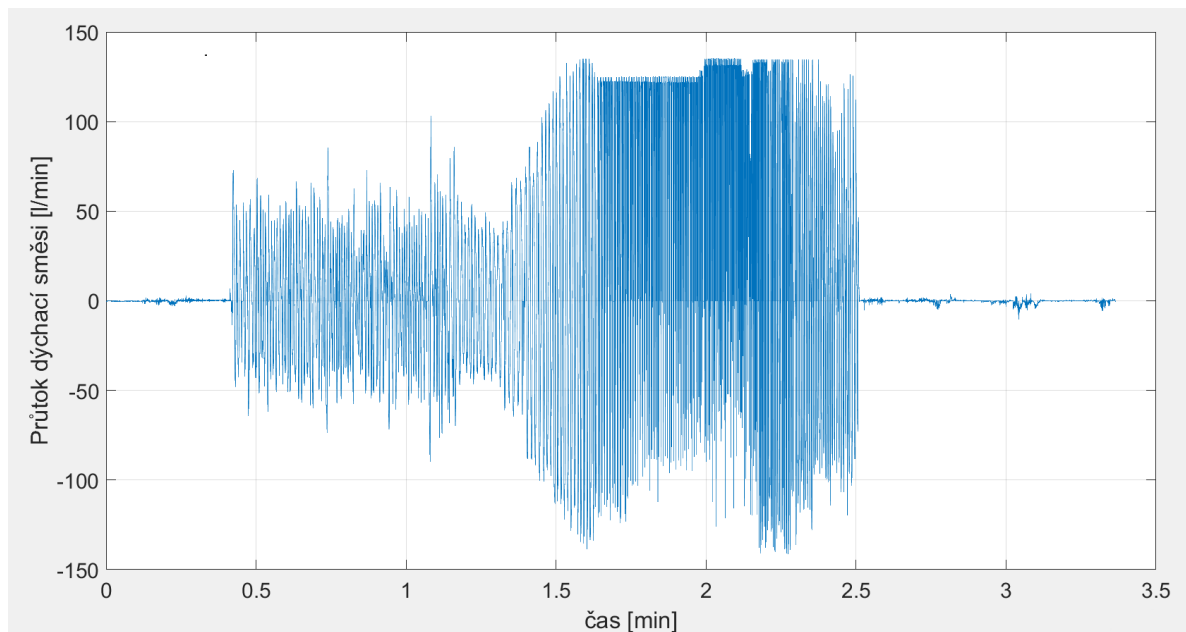


Obr. 2.1: Používaný monitor vitálních funkcí Datex S/5

Toto zařízení potřebuje pro měření průtoků ventilační směsi zapojení průtokového senzoru D-Lite do ventilačního okruhu. Průtokový senzor D-Lite je blíže popsán v kapitole č. 4.4.

## 2.2 Limitace měření se současným vybavením během ventilačních experimentů

Jak bylo zmíněno v kapitole 2.1, při provádění experimentů se simulovaným lavinovým sněhem se zvyšují průtoky plynů ve ventilačním okruhu pacienta. Výrobce použitého vybavení v datových listech uvádí, že maximální možná měřitelná hodnota průtoku pomocí tohoto přístrojového vybavení je 100 litrů za minutu. Z průběhů naměřených dechových křivek z experimentů je ale patrné, že probandi vyvíjí ve ventilačním okruhu průtok vyšší. Graf na Obr. 2.2 zobrazuje časový průběh objemového průtoku ventilační směsi ve ventilačním okruhu vybraného probanda v průběhu ventilačního experimentu. Tento graf ukazuje, že při průtoku ventilační směsi nad hranicí 125 l/min nejsou použité senzory schopné zaznamenávat informace o rychlosti proudění. Informace o této veličině se tak ztrácí v důsledku malého rozsahu použitých senzorů.



Obr. 2.2: Časový průběh okamžité hodnoty objemového průtoku ventilační směsi při experimentu

### 3 Cíle práce

V rámci této práce bude vytvořen průtokový senzor s rozšířenými vlastnostmi oproti současnému průtokovému senzoru D-Lite. Nový senzor bude schopen měřit vyšší průtoky ventilační směsi během experimentů se simulovaným lavinovým sněhem. Nově navržený průtokový senzor bude schopen měřit průtoky až do hodnoty 170 l/min. Tato hodnota průtoku je stanovena na základě spirometrických vyšetření probandů, kteří se účastnili lavinových experimentů, jako taková, která by při samotném provádění experimentu neměla být překročena.

Další požadovanou vlastností nově vytvořeného senzoru je zachovaná kompatibilita s používaným monitorem vitálních funkcí S/5 od výrobce Datex-Ohmeda. Prostřednictvím tohoto přístroje se při experimentech se simulovaným lavinovým sněhem získává většina informací o stavu probanda. Díky kompatibilitě nového senzoru s používaným monitorem vitálních funkcí nebude potřeba pro měření s novým senzorem připravovat nebo sestrojovat další přídatná zařízení, která by informace z nového průtokového senzoru dále zpracovávala a následně poskytovala k vyhodnocení.

## 4 Metody

### 4.1 Pneumotachografie

Pneumotachografie je metoda umožňující měřit rychlost proudění a objemový průtok plynu v průběhu dýchání. Princip této metody je založen na konstrukci průtokových senzorů s přesně definovanými rozměry, které se nazývají pneumotachografy. Pneumotachografie patří k nejrozšířenějším metodám měření objemových průtoků ventilační směsi v průběhu plicní ventilace. Jde o metodu založenou na jednoduchých fyzikálních principech, které využívají znalostí z mechaniky tekutin.

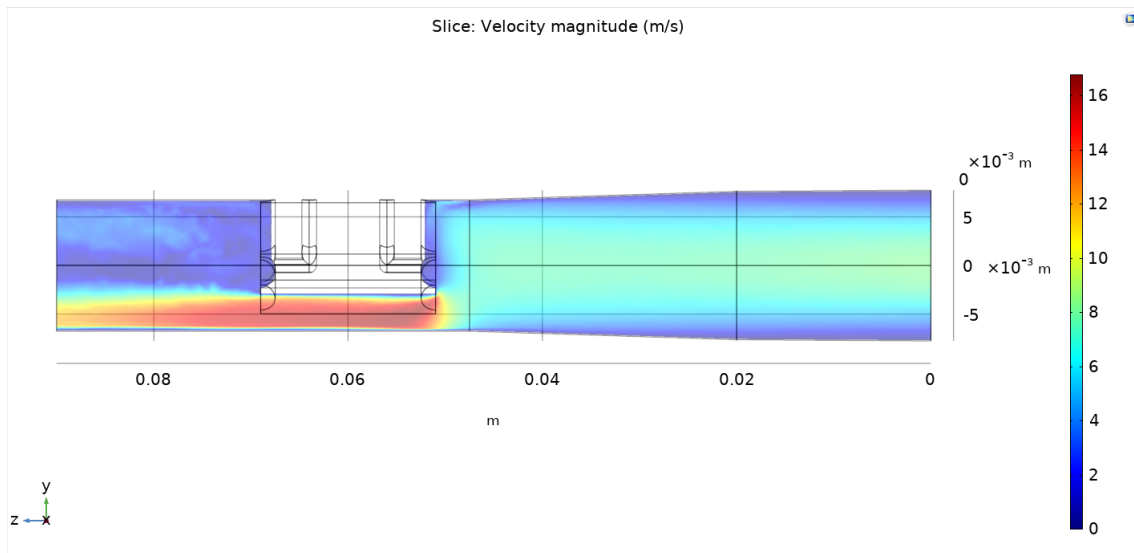
#### 4.1.1 Princip pneumotachografů

Průtokové senzory používané pro ventilaci pacientů v běžné klinické praxi jsou zpravidla malé trubičky, jejichž rozměry nepřesahují jednotky centimetrů. Pneumotachografy se zapojují do ventilačního okruhu pacienta mezi Y spojku inspirační a expirační větve, popřípadě za koaxiální hadici, a mezi endotracheální trubicí nebo laryngeální masku. Znamená to, že skrze ně proudí ventilační směs. Skutečností, že jsou průtokové senzory v naprosté většině drobné konstrukce, je s výhodou využíváno, jelikož jejich zapojení do ventilačního okruhu navyšuje objem mrtvého prostoru jen nepatrně, proto je tento problém zanedbatelný. V kombinaci s použitým materiálem, kterým bývají různé biokompatibilní polymery, mají průtokové senzory tohoto typu velmi nízké hmotnosti.

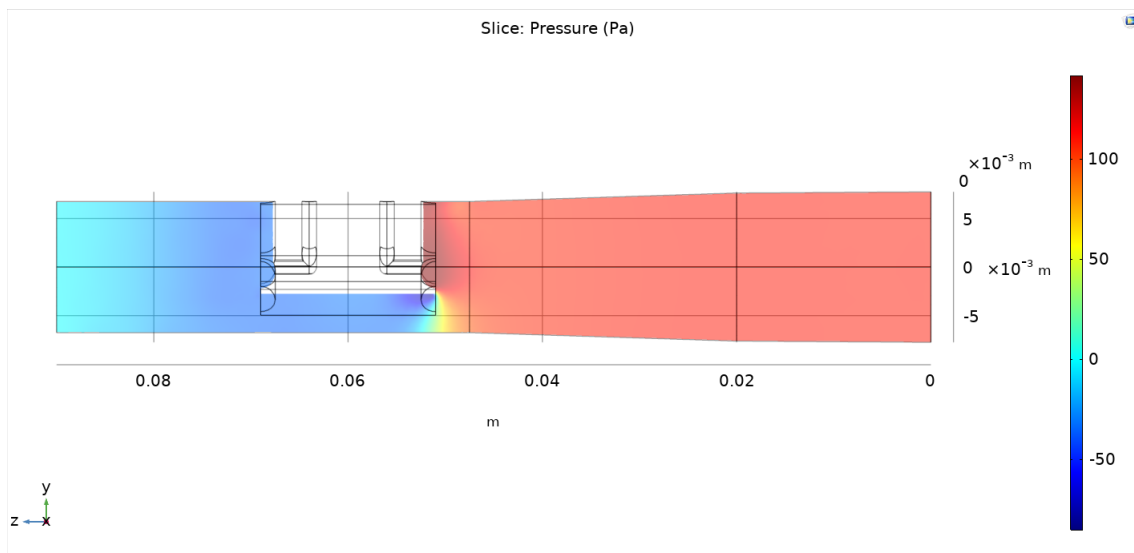
Tyto senzory mají do svého vnitřního prostoru vložený odporový člen o přesně definovaných rozměrech. Díky tomuto odporovému členu jsou průtokové senzory schopné využívat Venturiho efekt. Tento efekt spočívá v tom, že na zúženém místě, kde se nachází odporový člen, dochází ke zvýšení rychlosti proudění plynu. Zvýšená rychlost proudícího plynu pak následně způsobí, že v místě před a za odporovým členem vznikne rozdíl tlaků. [1] Informace o takto vzniklém tlakovém rozdílu je přiváděna na diferenční tlakový senzor, který je schopen informaci o tlakové diferencii vzniklé na průtokovém senzoru převést na elektrický signál, který je možno dále zpracovávat. Tlakový rozdíl generovaný na odporovém členu je úměrný rychlosti proudění plynu skrze senzor. Pomocí naměření tlakově-průtokové charakteristiky je při hodnotě neznámého průtoku možné zpětně prostřednictvím změření tlakové difference určovat průtok plynu skrze daný průtokový senzor. Na Obr. 4.1 je zobrazen průběh rychlosti proudění vzduchu skrze model použitého pneumotachografu D-Lite. Na Obr. 4.2 je zobrazen tlakový rozdíl



vznikající při tomto proudění. Proudění vzduchu má na obou obrázcích hodnotu 50 l/min. Proudění je na obou obrázcích orientováno zprava do leva.



Obr. 4.1: Průběh rychlosti skrze průtokový senzor D-Lite (směr proudění zprava do leva)



Obr. 4.2: Tlakový rozdíl vznikající na odporovém členu (směr proudění zprava do leva)

## 4.2 Principy a metody využívané při měření s průtokovými clonami

### 4.2.1 Princip vzniku tlakové difference

Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.1.1, pneumotachografy využívají k měření vložený odporový člen, na kterém dochází k tlakovým změnám. Vznik tlakové změny je podmíněn změnou rychlosti proudění ventilační směsi. Zrychlení plynů je dáno zmenšením obsahu plochy průřezu v místě odporového členu, kudy daný plyn proudí. Pro popis tohoto jevu rovněž slouží rovnice kontinuity. Tato rovnice říká, že při proudění tekutin je nutná podmínka fyzikálního zákona o zachování hmotnosti. Tato rovnice má tvar:

$$Q_m = \rho \cdot S \cdot c = konst. \quad (3.1)$$

Kde  $Q_m$  je objemový průtok dané tekutiny,  $\rho$  je hustota tekutiny,  $S$  je průtočný průřez a  $c$  je rychlost proudění. [2]

Mezi místy s jiným průtočným průřezem, kudy daný plyn proudí, platí, že se zde změní rychlost proudění, ale objemový průtok zůstane stejný, viz rovnice (2):

$$S_1 \cdot c_1 = S_2 \cdot c_2 \quad (3.2)$$

Pro výpočet rychlosti platí:

$$c_2 = c_1 \cdot \frac{S_1}{S_2} \quad (3.3)$$

Při zanedbání ztrát, které jsou při průtoku tímto typem trubice velmi malé, lze uplatnit Bernoulliho rovnici pro výpočty rychlostí a dynamických tlaků v jednotlivých částech trubice pro dané proudění. Bernoulliho rovnici lze uplatnit, protože plyn v tomto případě proudí mnohem menší rychlostí, než je rychlost zvuku a plyn se dá považovat za nestlačitelnou tekutinu. Tato rovnice má tvar:

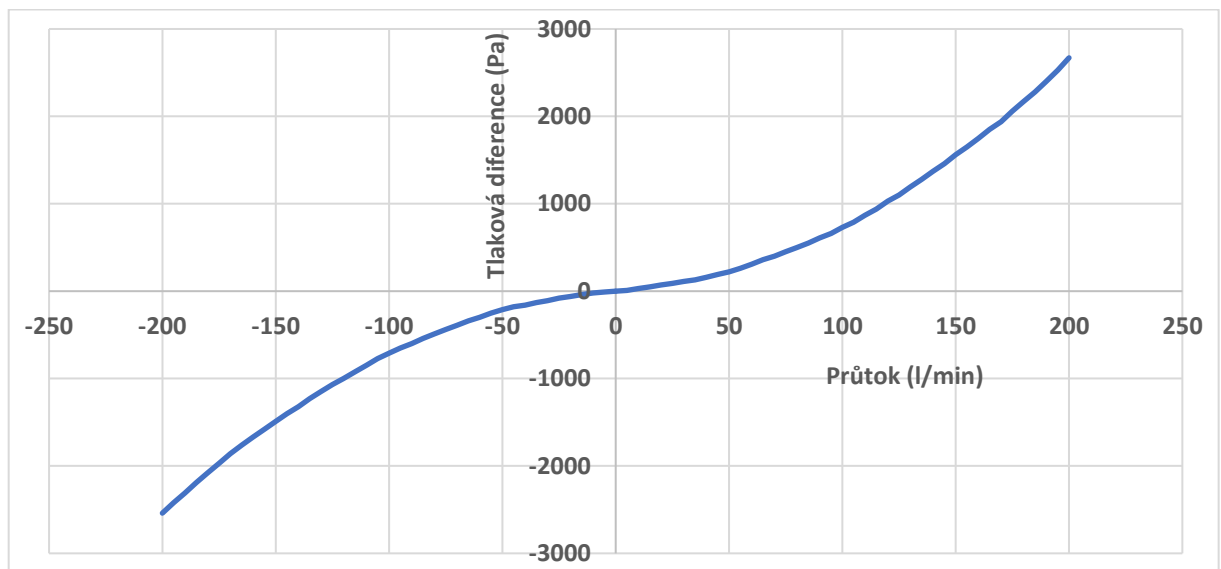
$$\frac{c^2}{2} + \frac{p}{\rho} + g \cdot z = konst. \quad (3.4)$$

Kde  $p$  je tlak v kapalině. Člen  $g \cdot z$  představuje veličiny souhrnně popisující potenciální energii daného objemu (objemové jednotky) vztaženou k vnějšímu poli, ve kterém se tato tekutina nachází (okolní prostředí). První člen rovnice popisuje objemovou hustotu kinetické energie a druhý člen rovnice vyjadřuje tlakovou potenciální energii. [3]

Z těchto poznatků vyplývá, že rychlost proudění tekutiny danou trubicí ovlivní zmenšení průtočného průřezu. Vliv změny velikosti průtočného průřezu na velikost tlakové difference bude blíže popsán v následujících kapitolách.

## 4.2.2 Tlakově-průtokové charakteristiky clon

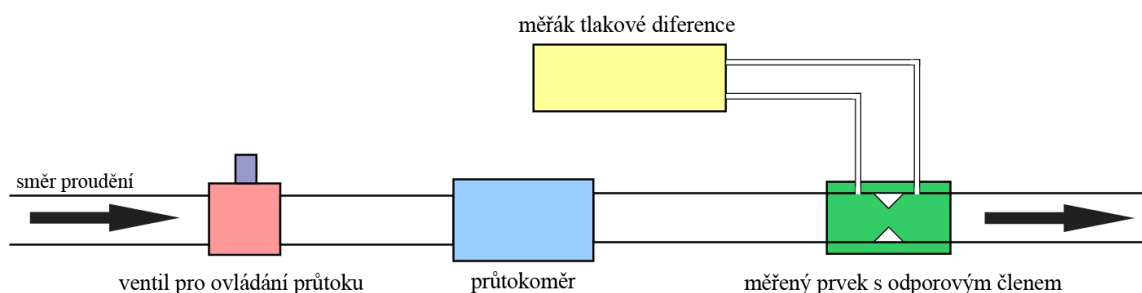
Pro popis dynamických vlastností průtokových senzorů se vynášší tlakově průtoková charakteristika každého průtokového senzoru. Jedná se o graf, který ukazuje, jakým průtokům náleží jaká hodnota tlakového rozdílu vznikajícím na odporovém prvku měřicího senzoru. Pomocí naměření tlakových rozdílů při konkrétních průtocích je možné sestrojít křivku. Rovnice této křivky jako funkce se následně pomocí matematických úprav převede na funkci inverzní. Při měření průtoků se dosazuje do této inverzní funkce informace o zjištěném tlakovém rozdílu, který průtoková clona naměřila, a přepočtem v rámci software daného zařízení se zjistí okamžitá hodnota objemového průtoku. Pro znázornění, jak může tlakově-průtoková charakteristika vypadat, je zde na Obr. 4.3 vynesena graf, který popisuje vlastnosti pneumotachografu D-Lite.



Obr. 4.3: Tlakově-průtoková charakteristika senzoru D-Lite

### 4.2.3 Měření tlakově průtokových charakteristik

Měření tlakově-průtokových charakteristik průtokových senzorů se provádí na kalibrační trati. Na této trati je možné ovládat průtok vzduchu pomocí ventilu, odečítat hodnotu tohoto průtoku pomocí průtokoměru a měřit tlakový rozdíl, který vzniká na průtokovém senzoru. Ventil, průtokoměr a měřený prvek jsou v trati řazeny do série. Mezi nimi je použito minimálně 20 centimetrů hadice pro ustálení nesymetrických a turbulentních proudů, které jsou při proudění generovány všemi prvky v této trati. Měřák tlakové diference se připojuje pomocí hadiček na výstupy měřeného senzoru. Schéma takovéto kalibrační trati je uvedeno na Obr. 4.4.



Obr. 4.4: Schéma kalibrační trati

Skutečná kalibrační trať pro měření tlakově průtokových charakteristik průtokových senzorů v rámci této práce se skládá ze stejných částí. Je využito přívodu stlačeného vzduchu o velmi vysokém tlaku, jehož výstup je zabudován ve stěně laboratoře. Následuje redukční ventil, který upravuje hodnoty tlaku na nižší v potřebném rozsahu. Za redukčním ventilem je umístěný ventil pro ovládání průtoku vzduchu. Dalším prvkem zařazeným do trati je průtokoměr. Pro měření průtoků je použit průtokoměr CITREX H4. Jedná se o tester lékařských zařízení od švýcarské firmy IMT Medical. Toto zařízení umožňuje měřit průtoky plynů a plyných směsí až do hodnoty 300 l/min s přesností  $\pm 0,1$  l/min. [4] Mezi jeho další funkce patří například měření parametrů PIP (maximální tlak při nádechu) nebo PEEP (pozitivní přetlak na konci výdechu) ve ventilačním okruhu, určování dechových objemů při ventilaci nebo měření parametru  $FiO_2$ , který popisuje frakci kyslíku ve ventilační směsi. Přístroj má v sobě zabudované systémy pro teplotní a tlakovou kompenzaci. Průtokový senzor CITREX H4 je zobrazen na Obr. 4.5.



Obr. 4.5: Analyzátor lékařských zařízení a průtokoměr CITREX H4

Jako měřák tlakové diference byl použit digitální tlakoměr Testo 512. Měřicí rozsah tohoto přístroje je 0 až 20 hPa s přesností  $\pm 0,1$  hPa. [5] Mimo měření tlakové diference je tento přístroj schopen měřit i rychlost proudění v daném potrubí. Na výstupy tohoto zařízení jsou připojeny hadičky, které vedou informaci o tlakovém rozdílu z průtokového senzoru. Při zapojování přístroje k průtokovému senzoru je nutné dbát na správnou orientaci vývodů přístroje vůči vývodům na senzoru. Vývod na tlakoměru označený plusem se připojuje na kladný výstup průtokového senzoru. Kladným výstupem senzoru se rozumí výstup na té straně, na které je při proudění generován pozitivní přetlak. Je to tedy strana, která je ve směru proudění jako první, tedy na začátku odporového členu. Na Obr. 4.6 je zobrazen použitý tlakoměr.



Obrázek č. 4.6: Digitální tlakoměr Testo 512

Na Obr 4.7 je znázorněno, jak jsou jednotlivé části průtokoměr, tlakoměr a měřená průtoková clona dohromady v kalibrační trati pospojovány. Ke spojení těchto částí je použita klasická vrapovaná hadice o průměru 22 mm. Při spojování byl kladen důraz na to, aby každá část této hadice byla nejméně 20 cm dlouhá. Stejně tak byl kladen důraz na to, aby se veškeré hadice při měření nikterak nekroutily a celá trať tak byla co možná nejrovnější. Použitím vrapované hadice a narovnáním kalibrační trati se předchází vzniku nežádoucích proudů, které by mohly ovlivnit měření.

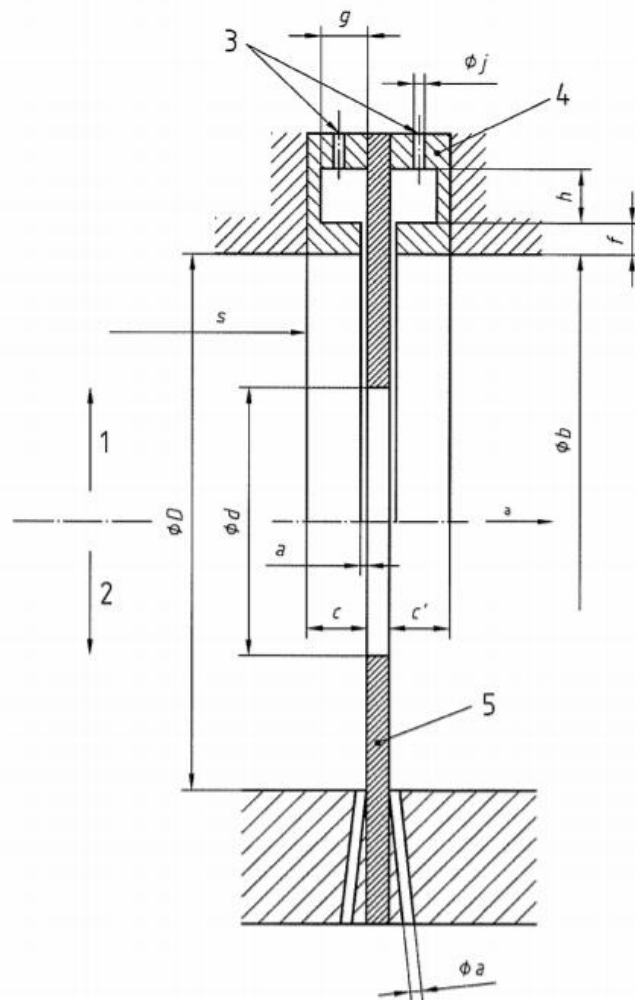


Obr. 4.7: Zapojení měřicích prvků v kalibrační trati

## 4.3 Stavba průtokových senzorů

### 4.3.1 Typy průtokových senzorů s odporovým členem

Pro určování objemového průtoku se v praxi využívají různé typy pneumotachografů s vloženým odporovým členem. Různé konstrukce vnitřního odporového členu dávají průtokovému senzoru různé vlastnosti. Existuje několik základních typů konstrukce průtokových senzorů, které využívají tohoto principu. Prvním z těchto typů je průtokový senzor s vloženým clonovým kotoučem. Tento typ je konstruován tak, že do vnitřního prostoru je vložena přepážka s kruhovým otvorem, který je soustředěný do podélné osy trubice. Toto řešení uspořádání průtokového senzoru je výhodné především proto, že díky své jednoduchosti je celý senzor mechanicky velmi odolný, snadno se čistí a je vhodný pro dlouhodobé použití, jelikož případné zanesení sekretu z dýchacích cest nepředstavuje pro funkci výrazný problém. Hlavní nevýhodou je skutečnost, že tyto senzory mají špatné rozlišení při měření nízkých průtoků z důvodů jejich parabolické tlakově-průtokové charakteristiky. Detailním souhrnem pravidel popisující tvar a vlastnosti clonových kotoučů a odběrných míst pro měření tlakového úbytku je česká technická norma ČSN EN ISO 5167-2 o měření průtoků tekutin pomocí snímačů diferenčního tlaku vložených do zcela zaplněného potrubí kruhového průřezu, část 2: Clony. Na Obr. 4.8 je zobrazen normalizovaný clonový kotouč s komorovými odběry tlaku, podle výše uvedené normy.



#### Legenda

- 1 komorový odběr s prstencovou štěrbinou
- 2 bodové odběry
- 3 odběry tlaku
- 4 komorový prstenec
- 5 clonový kotouč
- <sup>a</sup> směr proudění

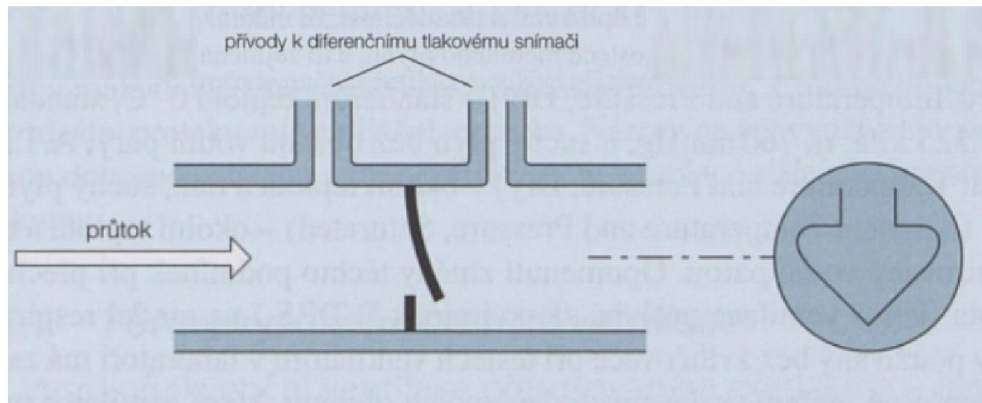
- $f$  = hloubka štěrbinou
- $c$  = délka předního prstence
- $c'$  = délka zadního prstence
- $b$  = průměr komorového prstence
- $a$  = šířka prstencové štěrbinou nebo průměr bodového odběru
- $s$  = vzdálenost od předního osazení ke komorovému prstenci
- $g, h$  = rozměry prstencové komory
- $\phi_j$  = průměr komorového odběru tlaku

Obr. 4.8: Clonový kotouč s koutovými odběry tlaku podle požadavku ČSN [6]

Další možností, jak vyvolat talkový rozdíl je vložení fólie s vyraženým nebo vystřiženým profilem. Vhodným tvarováním tohoto profilu je docíleno toho, že se fólie s narůstajícím průtokem postupně rozevívá díky vychylování volných konců fólie v proraženém profilu. Tlakově-průtoková charakteristika má díky tomuto prvku lineární charakter a senzor je tak schopen měřit s požadovanou přesností i velmi malé průtoky dýchací směsi, které se pohybují okolo 5 litrů za minutu. Nevýhodou těchto clon je nižší mechanická odolnost a skutečnost, že



na vložená fólii může ulpívat sekret z dýchacích cest pacienta. Při dlouhodobém použití tedy může docházet k nepřesnostem v měření. U tohoto typu senzoru je také komplikovanější čištění. Ve většině případů se tak vyplatí občas používaný průtokový senzor vyměnit za nový. Na Obr. 4.9 je uvedeno schéma, na kterém je zobrazen odporový prvek tohoto typu. Na Obr. 4.10 je pak zobrazen průtokový senzor Spiroquant H, který principu postupně se rozevívající fólie využívá.

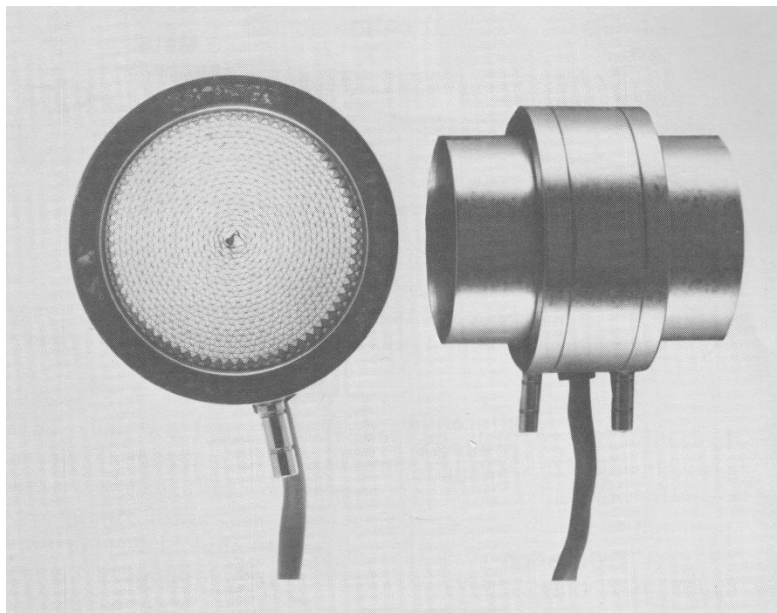


Obr. 4.9: Průtokový senzor s profilem vyraženým do fólie [7]



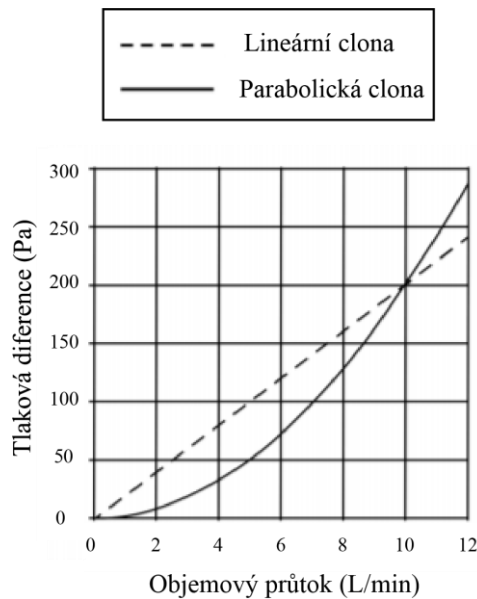
Obr. 4.10: Průtokový senzor Spiroquant H

Dalším možným typem konstrukce průtokové clony je umístění soustavy tenkých trubiček do vnitřního prostoru senzoru. Tímto způsobem dochází k linearizaci tlakově-průtokové křivky. Tyto clony jsou tedy vhodné pro měření i nízkých průtoků. Nevýhodou tohoto řešení je ale skutečnost, že při dlouhodobějším použití jsou vložené trubičky kvůli svým rozměrům náchylné na ucpávání se sekretem z dýchacích cest pacienta. Proto se tohoto řešení nevyužívá v běžné klinické praxi pro dlouhodobé sledování objemových průtoků ve ventilačním okruhu. Stejně tak je tomu s obdobným typem průtokových senzorů, kdy je na místo kapilár využito například porézního materiálu nebo vhodně tvarované mřížky. [7] Tento typ senzoru nachází využití při jednorázových spirometrických vyšetřeních. Příkladem je tzv. Fleischův pneumotachograf. Na Obr. 4.11 je pro znázornění zobrazen právě tento typ průtokového senzoru.



Obrázek č. 4.11: Fleischův pneumotachograf [8]

Pro názornou ukázkou, jak se liší vlastnosti výše popsaných typů průtokových senzorů jsou na grafu v Obr. 4.12 vyneseny jejich tlakově-průtokové charakteristiky.



Obr. 4.12: Srovnání charakteristik různých typů průtokových senzorů s odporovým členem [9] (upraveno)

V případě pneumotachografu D-Lite použitého pro měření průtoků při ventilačních experimentech v simulovaném lavinovém sněhu je použit odporový prvek se specifickým tvarem. Odporový člen je trojramenné konstrukce se zabudovanými odběrnými místy pro měření tlakového rozdílu a analýzu plynů. Tvar odporového prvku do jisté míry kombinuje vlastnosti předchozích typů měřicích clon. Senzor toto typu tak dokáže lépe měřit i nižší průtoky ve srovnání se senzorem s vloženým clonovým kotoučem. Na druhou stranu díky tomu, že zde není použita fólie nebo kapiláry, při dlouhodobém použití nehrozí ztráta funkčnosti senzoru v důsledku zanesení sekretem z dýchacích cest. Detailnější popis tohoto pneumotachografu a jeho odporového členu včetně obrázků a schémat je uveden v kapitole 4.4.

#### 4.4 Konstrukce pneumotachografu D-Lite

Pneumotachograf D-Lite, který je v současné době používán při lavinových experimentech, je plastová trubička dlouhá 9 centimetrů. Mrtvý prostor se při použití této clony navýší o 9,5 ml. Přesnost měření tohoto senzoru je podle technického listu 7 % při dechových objemech překračujících hodnotu 210 ml. [10] U tohoto senzoru se rozlišuje patientský konec a konec směřující k ventilátoru. Popis konců stanovuje, jakým způsobem se senzor zapojuje do ventilačního okruhu. Vnitřní průměr se zužuje od patientské strany z 15 na 13 milimetrů. Na patientské straně je senzor zakončen normovanou patnáctimilimetrovou kuželovou spojkou s definovanou kuželovitostí na vnitřní i vnější straně spojky. Na druhém konci, který se při

zapojení do ventilačního okruhu nachází blíže ventilátoru, je také použita normovaná patnáctimilimetrová kuželová spojka umožňující vsunutí do předchozí části ventilačního okruhu. Vnitřní i vnější průměr clony na tomto konci je menší. Kuželové spojky v rámci této clony jsou konstruovány na základě požadavků ČSN EN ISO 5356-1 týkající se kuželových zástrček a zásuvek.

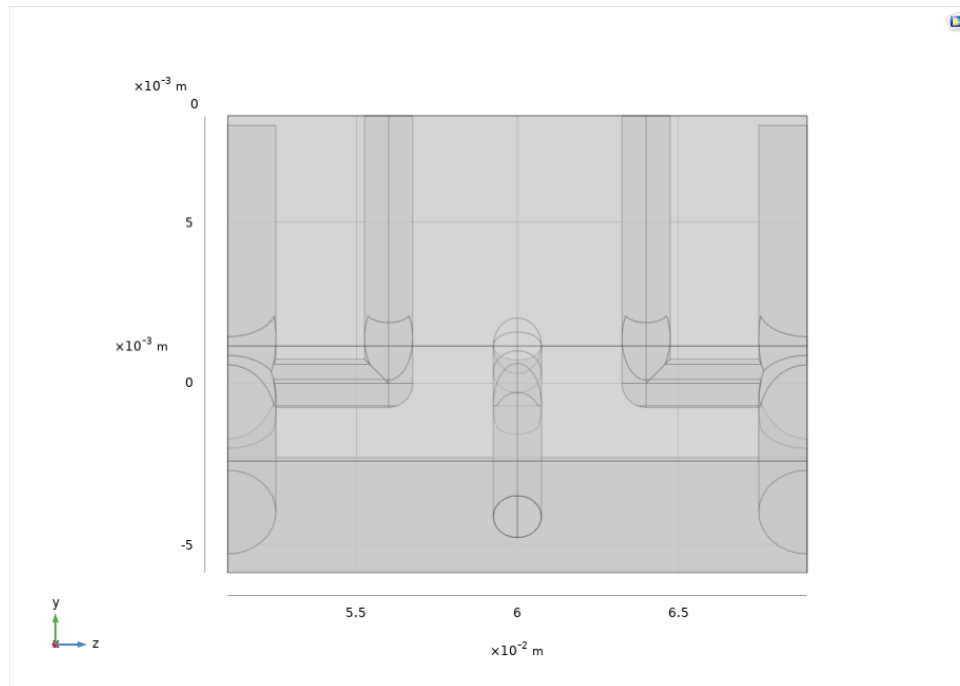


Obrázek č. 4.13: Průtokový senzor D-Lite

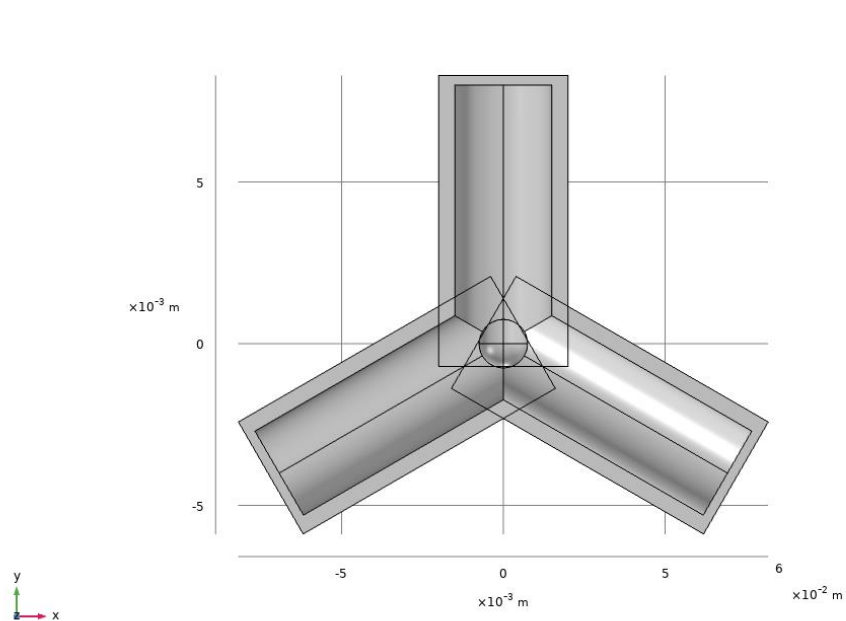
Uvnitř senzoru je vložený 18 milimetrů dlouhý odporový člen. Tento člen má tři ramena o šířce 4 mm s tvarovanými žlábkami na čelech těchto ramen. Tyto žlábkové napomáhají vhodnému směřování proudu ventilační směsi tak, aby bylo měření co možná nejefektivnější. Na té straně odporového členu, která je při průtoku odvrácena od proudu ventilační směsi, pomáhají žlábkové ve stěnách k snadnějšímu odtrhávání proudů, které obtékají odporový člen. V místě bezprostředně za odporovým členem tak dochází k turbulencím, které generují podtlak. V tomto místě je vyveden jeden z kanálků pro měření tlakové difference. Díky generovanému podtlaku se zvyšuje tlakový rozdíl mezi odběrnými místy a tím se i zvyšuje schopnost průtokového senzoru lépe měřit nízké průtoky. Na Obr. 4.16 je uvedeno schéma odporového členu senzoru D-Lite, na kterém je patrná pozice a tvar výše popsaných žlábků.

Skrze odporový člen a stěnu clony procházejí tři kanálky. Díky svému tvaru a umístění mohou tyto kanálky plnit svou specifickou funkci. Dva z těchto kanálků mají za úkol přivádět tlakový rozdíl od místa odporového členu k hadičníkům, na kterých je možné připojení clony k měřáku tlakové difference. Tyto kanálky procházejí skrze odporový člen až do středu, kde leží podélná osa clony. V tomto místě se oba kanálky stáčí o 90 stupňů tak, že jsou jejich vývody směřovány od sebe do prostoru, kudy proudí ventilační směs. Třetí kanálek procházející skrze odporový člen má za úkol přivádět ventilační směs k analyzátoru plynů. Díky tomuto vývodu

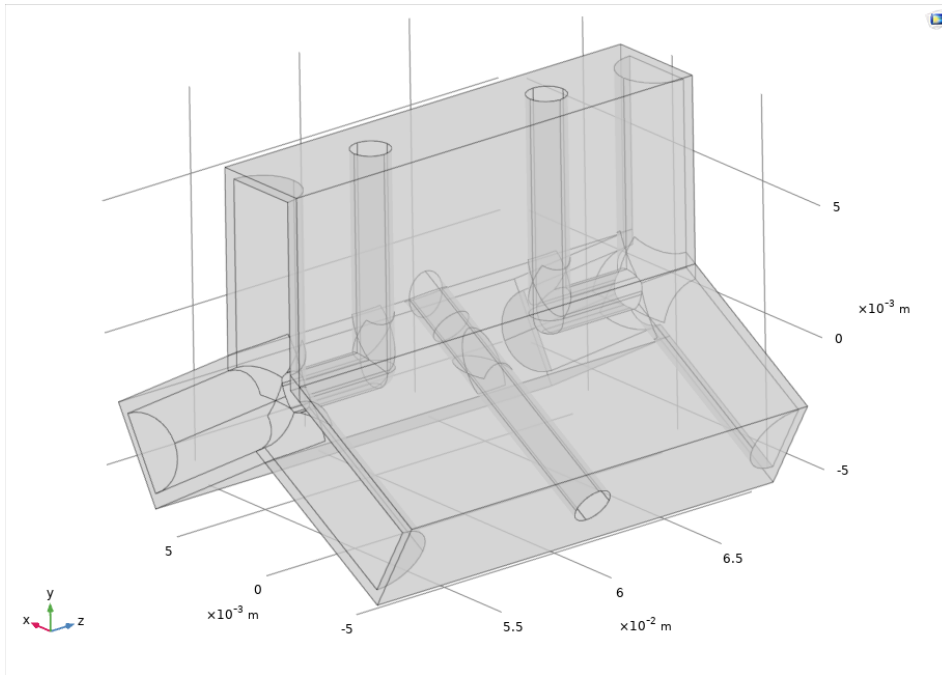
je tedy možné zjišťovat informace o složení směsi, kterou je pacient ventilován. Kanálek je umístěn tak, aby nikterak neovlivňoval proudění plynů okolo odporového členu. Vzhled a umístění kanálek pro měření tlakové difference a analýzu plynů je zobrazeno na Obr. 4.14 a 4.16.



Obr. 4.14: Odporový člen senzoru D-Lite – boční pohled



Obr. 4.15: Odporový člen senzoru D-Lite – čelní pohled



Obr. 4.16: Odporový člen senzoru D-Lite – detail na žlábký v čelních stěnách

Vývody měřicích kanálků pro tlakovou diferenci jsou u clony D-Lite zakončeny standardizovanými konci, na které se dají napojit pouze unikátní koncovky hadiček stanovené výrobcem této clony. Tyto koncovky jsou spolu s hadičkami běžně dodávány spolu se senzorem. Na opačných koncích těchto hadiček jsou instalovány stejné koncovky, které se dají připojit k monitoru vitálních funkcí Datex S/5, který průtokový senzor D-Lite používá. Unikátní koncovky hadiček pomáhají předejít situaci, kdy by chtěla obsluha omylem připojit hadičky k senzoru nebo k přístroji obráceně. Těmito hadičkami je zabezpečen přenos informace o tlakovém rozdílu na odporovém členu. Na vývodu pro analýzu plynů je umístěna standardizovaná koncovka typu Luer-Lock. Tato koncovka je rovněž unikátní a nezaměnitelná s koncovkami hadiček pro vedení informace o tlakové diferenci. Na Obr. 4.17 jsou tyto koncovky spolu se správným zapojením do senzoru D-Lite zobrazeny.



Obr. 4.17: Koncovky přívodních hadiček a jejich zapojení do senzoru D-Lite

## 4.5 Konstrukce nové clony

### 4.5.1 Myšlenka konstrukce nové clony

Jak již bylo popsáno v kapitole 2.2, požadavkem na novou clonu je zvýšení rozsahu měřící schopnosti při zachování kompatibility s používaným monitorem vitálních funkcí Datex S/5. Hlavní myšlenkou, jak požadovaných vlastností docílit, je změna rozměrů vloženého odporového členu při zachování jeho tvaru. Pro snadnější realizaci výsledného návrhu byla provedena úprava hadičníků pro připojení hadiček k měření tlakové difference a analýze plynů. Úprava hadičníků nemá vliv na průtokové charakteristiky clony. Nová clona je jinak svou konstrukcí ve všech ohledech totožná s průtokovým senzorem D-Lite. Navržený průtokový senzor se bude řídit podmínkami uvedenými v technické normě, kterou se řídí i konstrukce původního průtokového senzoru D-Lite. Jde o ČSN EN ISO 5356-1 o kuželových zástrčkách a zásuvkách.

### 4.5.2 Požadované vlastnosti nové clony

Vhodným zmenšením odporového členu zůstane zachován charakter křivky reprezentující tlakově-průtokové vlastnosti nové clony. Úpravou by mělo být docíleno toho, že křivka

tlakově-průtokové charakteristiky nebude tak strmá. Jinými slovy, vhodným zmenšením odporového členu by se mělo docílit stejného zmenšení tlakového rozdílu pro všechny průtoky. Tato úprava pak umožní použít stávající pacientský monitor. Výsledná data o průtocích ventilační směsi pak bude stačit pouze vynásobit vhodně zvoleným koeficientem. Tím bude dosaženo skutečných hodnot průtoků ventilační směsi.

Jelikož má být nová clona schopna měřit průtok ventilační směsi až do hodnoty průtoku 170 l/min, je potřeba předběžně určit, jak by měla vypadat její tlakově-průtoková charakteristika. Tento odhad je možné učinit na základě výsledků měření průtoků ventilační směsi již provedených experimentů se simulovaným lavinovým sněhem. Obr. 2.2 v kapitole 2.2 reprezentuje časový průběh průtokového objemu během provádění těchto experimentů. Zde je možné zjistit, že současný systém neumožňuje měřit průtoky vyšší než 125 litrů za minutu. Naměřením a sestavením tlakově-průtokové charakteristiky senzoru D-Lite se následně zjistí hodnota tlakové difference, která odpovídá limitnímu průtoku 125 l/min. Vzniklá hodnota tlakové difference přináší informaci o tom, v jakém rozmezí by se měla pohybovat tlakově-průtoková charakteristika nové clony, resp. bude známa informace o tom, že nová clona nesmí při průtoku 170 l/min překročit hodnotu změřené limitní tlakové difference, kterou tlakový senzor připojený k pacientskému monitoru Datex S/5 není schopen zaznamenat.

### **4.5.3 Postup určení vhodných rozměrů průtokového senzoru**

Pro určení vhodných rozměrů odporového členu v novém průtokovém senzoru vznikla série simulací v simulačním prostředí programu COMSOL Multiphysics. Na simulacích bylo zkoumáno, jak změna jednotlivých rozměrů odporového členu ovlivní měřenou tlakovou diferencí a tlakově-průtokovou charakteristiku celého senzoru. V první části byl zkoumán vliv zkrácení odporového členu při zachování průtočného průřezu v místě odporového členu. Byla vytvořena série modelů s upravenými rozměry. Tyto modely byly následně podrobeny simulacím. Délka odporových členů jednotlivých modelů je 18, 15, 12, 10 a 8 milimetrů. V této fázi se u žádného modelu nijak nemění průtočný průřez a zůstává stejný jako u původního senzoru D-Lite. Obdobně se postupovalo i v druhé části, kdy byl zkoumán naopak vliv změny průtočného průřezu na průtokové charakteristiky senzoru. Různá velikost průtočného průřezu v místě odporového členu byla docílena změnou šířky ramen odporového členu. Simulace byly provedeny na modelech, jejichž odporové členy mají ramena o šířce 4 až 2 milimetry zmenšujícím se po 0,5 milimetru. Každý z těchto modelů má naopak stejnou délku odporového



členu, jako má senzor D-Lite. Výsledky provedených simulací na všech těchto modelech jsou shrnuty v kapitole 5. Na základě výsledků provedených simulací budou vybrány vhodné rozměry průtokového odporu, model se zrealizuje a proměří se jeho charakteristiky pro ověření, zda splňuje požadavky stanovené v cílech práce.

## **4.6 Simulace v programu COMSOL Multiphysics**

### **4.6.1 Simulační prostředí COMSOL Multiphysics**

Počítačový program COMSOL Multiphysics je pokročilý software, který kombinuje funkce CAD systému a simulačního software v nejrůznějších fyzikálních doménách. Pomocí tohoto programu je možné vytvořit model objektu s přesně specifikovanými parametry a rozměry. Rovněž je možné vytvořenému modelu přiřadit nejrůznější fyzikální parametry. Typicky lze definovat materiálové vlastnosti modelu. Definováním materiálu získá vytvořený objekt řadu dalších vlastností. Příkladem takových vlastností je například hustota, hmotnost nebo elektrická a tepelná vodivost. Na takto specifikovaném modelu lze provádět nejrůznější simulace pomocí metody konečných prvků.

Mimo mechaniky tekutin je možné prostřednictvím tohoto programu zkoumat i celou řadu dalších jevů z jiných fyzikálních odvětví, jako je například měření pružnosti a pevnosti, zkoumání vedení tepla nebo vedení elektrického proudu daným objektem. Tento program nachází uplatnění v nejrůznějších odvětvích průmyslu, jako je například potravinářství, jaderná fyzika, metalurgie nebo například elektrotechnika. Nově přidané moduly v nejnovější aktualizaci software umožňují provádět simulace toho, jak se chová hmota při prostupu porézním materiálem. Nejrůznějšími kombinacemi vhodně volených podmínek tak lze docílit komplexní simulace daného jevu na konkrétním modelu objektu.

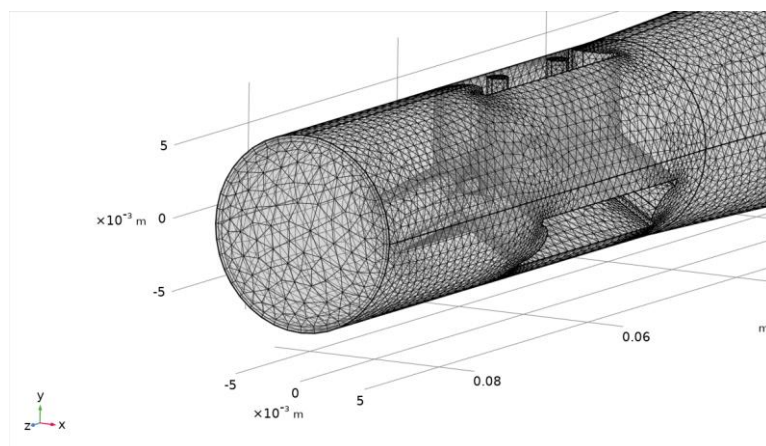
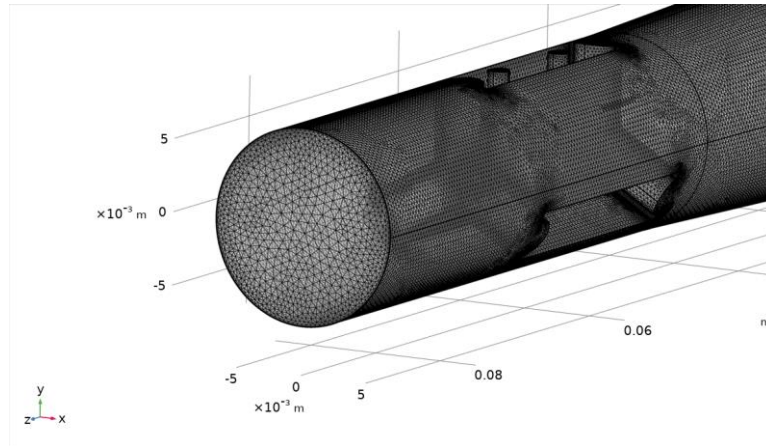
### **4.6.2 Postup provádění simulace**

Postup při provádění simulace se dělí do několika fází. První fází je stanovení dimenze, v jaké se bude dále pracovat. Je možné vytvářet objekty v jednorozměrném až třírozměrném prostoru. V druhé fázi se vybírají jednotlivé fyzikální domény, které se budou při simulacích zahrnovat do výpočtů. Zde je možné do simulací zahrnovat simulace jevů týkajících se například průchodu střídavého proudu, vedení tepla, proudění tekutin, optiky nebo šíření

rádiových vln. Následně se vybírá takzvaný typ studie. Je možné zkoumat daný jev po ustálení přechodných jevů (stacionární studie) nebo zkoumat změny simulovaného objektu v čase (studie jevu v čase).

Po zvolení výše zmíněných parametrů se program přepne na základní pracovní obrazovku s uživatelským rozhraním umožňujícím vytvářet modely a provádět simulace. Toto rozhraní je systematicky členěno podle doporučeného pořadí při práci s tímto softwarem. Na začátku tohoto procesu lze definovat parametry. Uživatel si může sám navolit neznámé veličiny a přiřadit jim konkrétní hodnotu a jednotku. Definováním parametrů si lze výrazně usnadnit práci při modelování objektu, jelikož v průběhu práce stačí změnit jen pár vybraných parametrů a finální objekt se podle toho změní také. Není tak potřeba přepisovat jednotlivé číselné hodnoty definující rozměry každé z částí, ze kterých se výsledný model objektu skládá. V další záložce má uživatel možnost začít vytvářet samotný objekt. Celá pracovní plocha je definována osami  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Každý vložený objekt má přesně definovanou polohu ve stanoveném souřadnicovém systému. Po vložení objektu je možné definovat jeho rozměry, a to jak pomocí číselné hodnoty, tak pomocí definovaného parametru z předchozího kroku. Mimo vkládání je možné s těmito objekty provádět různé operace. Například pro vytvoření modelu trubky je potřeba vložit dva válce s různými průměry. Jeden z válců má průměr jako je vnější průměr trubky a druhý válec má průměr, který reprezentuje vnitřní průměr trubky. Válce se vloží do systému tak, že jejich podstavy leží v jedné rovině a mají společnou podélnou osu. Pomocí operace s názvem diference pak lze odečíst objem menšího válce od objemu většího válce. Tím vzniká velmi zjednodušený objekt reprezentující model trubky. V další záložce je možné takto vytvořenému modelu přiřadit konkrétní materiálové vlastnosti. Uživatel má na výběr z mnoha materiálů v implementované knihovně nebo si může sám definovat svůj vlastní materiál tím, že mu přiřadí fyzikální vlastnosti, které jsou pro daný model typické. V další části má uživatel možnost nastavovat bližší specifikace provádění studií z fyzikálních domén, které si vybral na začátku. Například při simulování proudění tekutiny je možné právě zde nastavovat, kudy bude daná tekutina do vytvořeného modelu vtékat, kudy bude vytékat a jaké parametry bude toto proudění mít. U zkoumání průtokových vlastností pneumotachografů se v tomto místě nastavuje i velikost proudění a definují se zde počáteční podmínky pro následné výpočty. V následující části se na vytvořeném modelu vygeneruje mřížka. Vygenerovaná mřížka přesně definuje pozice bodů, které jsou její součástí. V rámci těchto bodů se následně provádí simulace. V závislosti na požadované přesnosti a důvěryhodnosti provedených simulací je možné nastavovat různé úrovně hrubosti této mřížky. Nicméně ale platí, že čím je zvolená

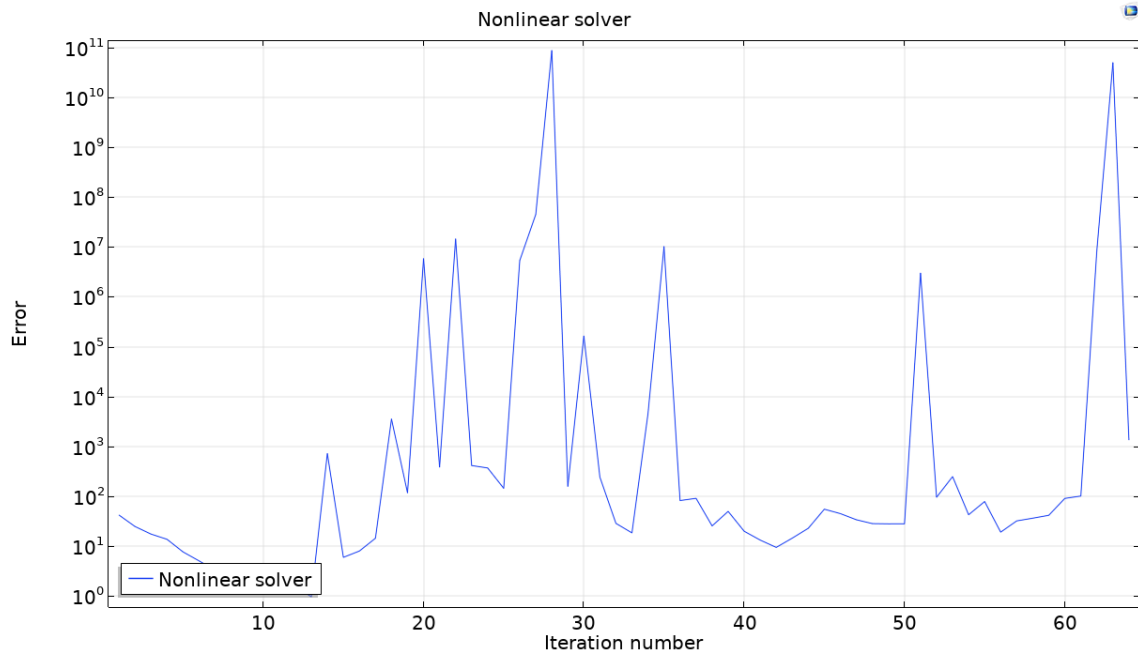
mřížka jemnější, tím se zvyšují nároky na výpočetní výkon daného počítače, na kterém jsou simulace prováděny. Na Obr. 4.18 a 4.19 jsou zobrazeny mřížky různé hrubosti vygenerované na témže modelu.



Obr. 4.18 a 4.19: Různá jemnost vygenerované mřížky na témže modelu

Dalším krokem je spuštění simulace. Výpočty se provádí na základě všech parametrů podrobně definovaných v předchozích krocích. Během výpočtů je možné sledovat graf konvergence. Zde je možné průběžně kontrolovat, zda dosažené mezivýsledky konvergují k hodnotám, které reprezentují konečné výsledky simulací. V případě, že jsou výpočty zatížené nějakým vlivem, který neumožňuje dosažení konečných výsledků, je třeba simulaci přerušit. Před opětovným spuštěním výpočtů je nutné simulaci řádně optimalizovat. Konvergence ke konečným výsledkům lze dosáhnout například volbou hrubší mřížky nebo nastavením nižší přesnosti pomocí zvýšení tolerance chyb. V grafu na Obr. 4.20 je zobrazena grafická podoba průběhu

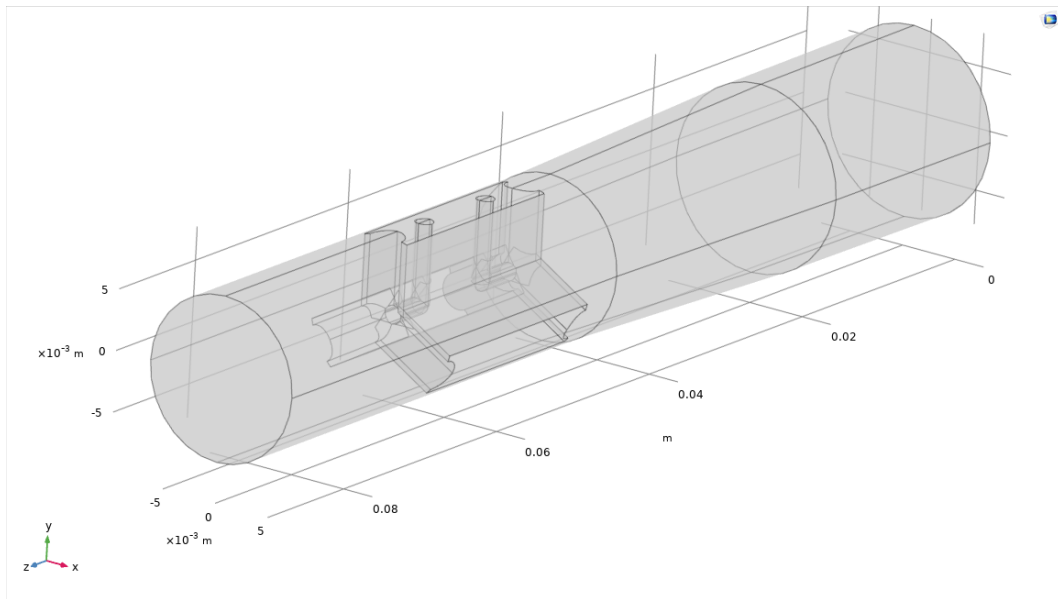
vybrané simulace, při které nedochází ke konvergenci provedených výpočtů k výsledkům. Na ose X je zde zobrazen počet iterací a na ose Y je vynesena relativní chyba konkrétního výsledku.



Obr. 4.20: Průběh konvergence při simulaci s nekonvergujícími výsledky

Po ukončení výpočtů nabídne program uživateli řadu možností, jak si zobrazit výsledky simulací. Například u studií s prouděním tekutin je možné zobrazit průtok pomocí jednotlivých řezů orientovaných do různých směrů vzhledem k osám. Velikost průtoku je v tomto případě znázorněna pomocí volitelné barevné škály. Je také možné zobrazit směr a velikost průtoku v jednotlivých částech zkoumaného objektu pomocí vektorů. Spolu s informací o průtoku tekutiny je možné sledovat rozložení tlaku. Uživatel si může opět zobrazit řezy v barevné škále. Tyto řezy ukazují rozložení tlaku ve zvolené rovině. Mimo řezů je také možné například zkoumat hodnoty tlaků působící na stěny objektu. Příklad těchto zobrazení je uveden na Obr 4.1 a 4.2 v kapitole 4.1.1. Prostřednictvím tohoto programu je také možné například generovat tabulky s vybranými údaji pro export a další zpracování.

Důležitá skutečnost, kterou je potřeba k průběhu simulace doplnit, se týká samotných modelovaných objektů. Použitý simulační software umožňuje generovat mřížku a provádět výpočty pouze v tom místě pracovního prostoru, kde je definovaný nějaký objekt. Pro účely simulací tedy nelze vytvořit model průtokového senzoru jako tělo senzoru s dutinou a odporovým členem. Je naopak nutné vymodelovat objekt, který reprezentuje vnitřní dutinu průtokového senzoru. Tento model je zobrazen na Obr. 4.21



Obr 4.21: Model vnitřního prostoru senzoru D-Lite

### 4.6.3 Simulace na návrhu nového průtokového senzoru

Jak bylo zmíněno v kapitole 4.5.3, prostřednictvím simulačního software COMSOL Multiphysics byly ověřovány tlakově-průtokové vlastnosti modelů s různými rozměry odporového členu. Všechny simulace byly provedeny podle postupu zmíněných v kapitole 4.6.2.

Fyzikální doménou, se kterou se při simulacích pracovalo, bylo pouze proudění tekutin. Pro všechny simulované děje na všech modelech tak byly stanovené stejné podmínky. Modelu byly přiřazeny materiálové vlastnosti vzduchu. Definována byla například hustota nebo dynamická viskozita. Na modelu byla vygenerována mřížka o střední hrubosti. Jde o kompromis mezi přesností a maximální výpočetní kapacitou použitého počítače. Pro výpočet tlakové diference při definovaných průtocích bylo potřeba nezahrnovat do výpočtů přechodné jevy při rozvoji proudění v trubici. Proto je pro výpočty použitý ten typ studie, který se označuje jako tzv. stacionární. Po provedení simulací a vybrání nejvhodnějšího tvaru se mohlo přistoupit k realizaci tohoto návrhu. Ze simulací je vybrán ten model, který je na základě výpočtů vhodný z hlediska jeho tlakově-průtokové charakteristiky. Jeho tlaková diference při hodnotě průtoku 170 l/min nepřekračuje maximální povolenou hodnotu, kterou ještě může tlakový senzor v patientském monitoru zaznamenat.

## 4.7 Realizace návrhu

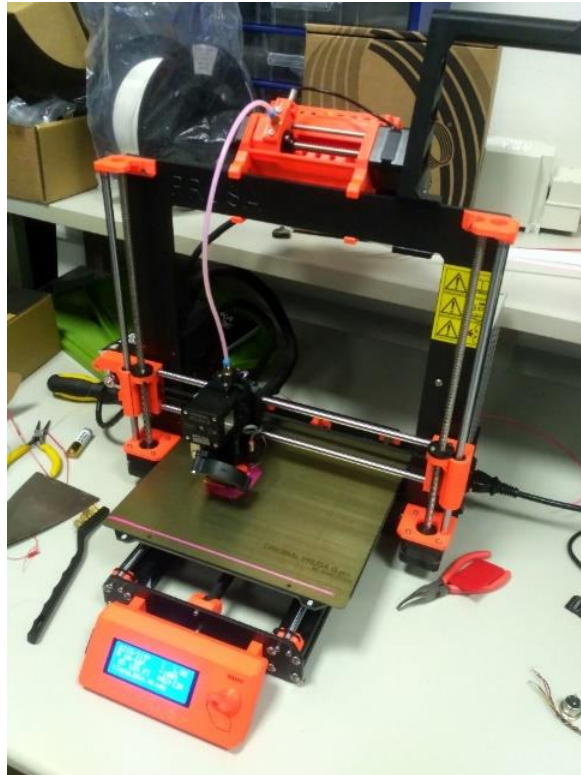
### 4.7.1 Použitý materiál

Materiál zvolený k výrobě návrhu nese označení PLA (z anglického Polylactic acid, do češtiny přeložené jako polymléčná kyselina). Jde o typ polyesteru vyrobeného z biomasy. Pro výrobu materiálu PLA se nejčastěji využívá kukuřičný, obilný nebo bramborový škrob. Bylo ověřeno, že výrobky z tohoto materiálu neuvolňují do svého okolí žádné toxické látky, oproti jiným látkám, kterým je například materiál zvaný polyethyltereftalát, ze kterého jsou vyráběny PET lahve. Materiál PLA je vhodný i pro astmatiky a alergiky, jelikož při procesu jeho výroby jsou odstraněny všechny alergeny. Díky svým vlastnostem je často využíván v potravinářství jako obalový materiál. Ve zdravotnictví nachází uplatnění jako materiál pro výrobu krátkodobých implantátů nebo chirurgických nití. Pevnostními zkouškami bylo zjištěno, že má dokonce lepší mechanické vlastnosti než běžně dostupné plasty vyrobené z ropných derivátů, jako je například polypropylen nebo polyuretan. Díky tomu je často používán právě i při 3D tisku, kde je s výhodou využito i jeho bodu tání zhruba 180 stupňů Celsia, která je nižší v porovnání například s materiálem ABS, který je při 3D tisku rovněž často používán. Ve většině vlastností je tento materiál srovnatelný nebo lepší než plasty vyráběné z ropných derivátů. Jeho nevýhodou je však jeho biodegradabilita, což znemožňuje vyrábět z tohoto materiálu dlouhodobé implantáty. V současné době se však právě díky této vlastnosti uvažuje o započetí výzkumu o využití materiálu PLA pro zprostředkování transportu léčiva na určené místo v lidském těle. [11]

### 4.7.2 Metoda výroby

Pro realizaci modelu nového průtokového senzoru byla zvolena metoda 3D tisku. Tento způsob výroby představuje rychlý, levný a jednoduchý způsob, jak lze počítačový model zrealizovat. Použitá metoda tisku se označuje jako FFF (Fused Filament Fabrication). Při tisku dochází k tomu, že je materiál v podobě struny, odborně označovaného jako filament, odmotáván z cívky a posunován válci extrudéru do tiskové hlavy, kde se taví při stanovené teplotě. Roztavený materiál je v požadovaném množství nanášen tryskou přesně na určené místo na vyhřívané tiskové podložce. Postupným nanášením jednotlivých vrstev vzniká výsledný objekt na základě jeho počítačové předlohy. Pro výrobu nového průtokového senzoru je použita 3D tiskárna s typovým označením i3 MK3 od firmy Prusa Research. Jedná se o třetí generaci hlavní produktové řady 3D tiskáren od tohoto výrobce. V rámci její konstrukce je

použito mnoha prvků, které zabezpečují správný a bezpečný průběh tisku. Pro tisk průtokového senzoru byla použita tryska s označením V6 od firmy E3D, která tento komponent vyvinula speciálně pro výrobce 3D tiskáren Prusa Research. Tato tryska byla výrobcem testována a na základě testů bylo stanoveno, že představuje velmi spolehlivý díl, který zabezpečuje správné provedení tisku. Průměr otvoru této trysky je 0,25 mm. Na Obr. 4.22 je zobrazena 3D tiskárna použitá při výrobě nového průtokového senzoru.

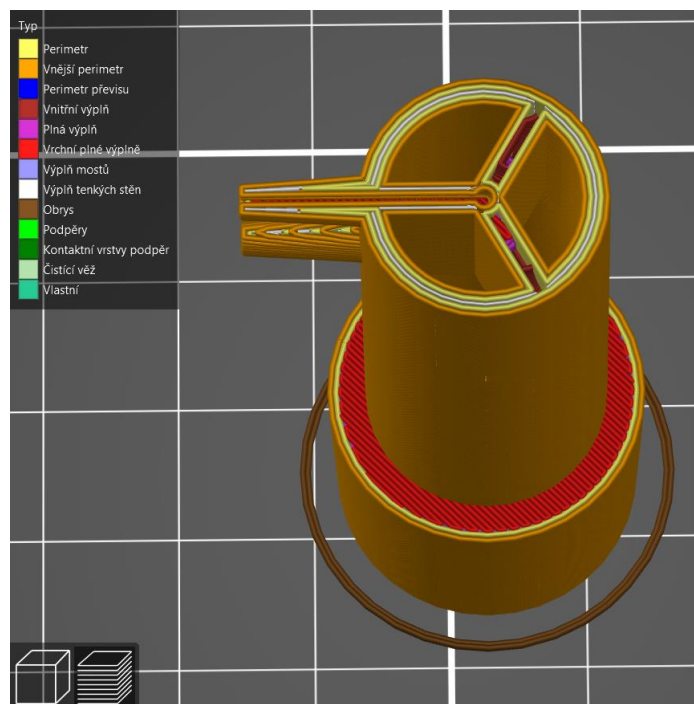


Obr. 4.22: 3D tiskárna Prusa i3 MK3

### 4.7.3 Předzpracování a limitace výrobní metody

Před započítím tisku je nutné soubor s vymodelovaným objektem převést do formátu, se kterým umí 3D tiskárna pracovat. K tomu se využívá specializovaný program s názvem PrusaSlicer, který umožňuje provádět poslední úpravy počítačového modelu daného objektu, který je potřeba zrealizovat. Tento program dokáže vygenerovat soubor ve formátu, který je kompatibilní s tiskárnou. Do tohoto souboru je rovněž možné zanést požadavky na tisk. Lze nastavovat hustotu výplně modelu, generování podpěr a límce, teplotu extrudéru v průběhu tisku a mnoho dalších. Stejně tak předdefinováním materiálu, který bude při tisku použit, lze výrazně usnadnit průběh tisku, jelikož tiskárna umí tomuto přizpůsobit své nastavení. Po navolení všech požadovaných parametrů pro tisk program provede tzv. slicování. Jde o postup, při kterém se model objektu rozdělí na jednotlivé vrstvy a vygeneruje se přesná cesta, kudy

bude tisková hlava při tisku postupovat. Uživatel má možnost si po provedení slicování prohlédnout každou vrstvu zvlášť a zjistit, jestli při zpracování souboru někde nedošlo k chybě a jestli výchozí soubor nepotřebuje nějaké opravy nebo retuše. Po kontrole uživatelem se vygenerovaný soubor v kompatibilním formátu přenesse do tiskárny a po provedení standardních úkonů, jako je zahřátí trysky a tiskové podložky nebo zavedení filamentu do trysky, je možné spustit tisk. Na Obr. 4.23 je zobrazen model průtokového senzoru po provedení operace slicování v programu PrusaSlicer.



Obr. 4.23: Náhled na vybranou vrstvu objektu v programu PrusaSlicer

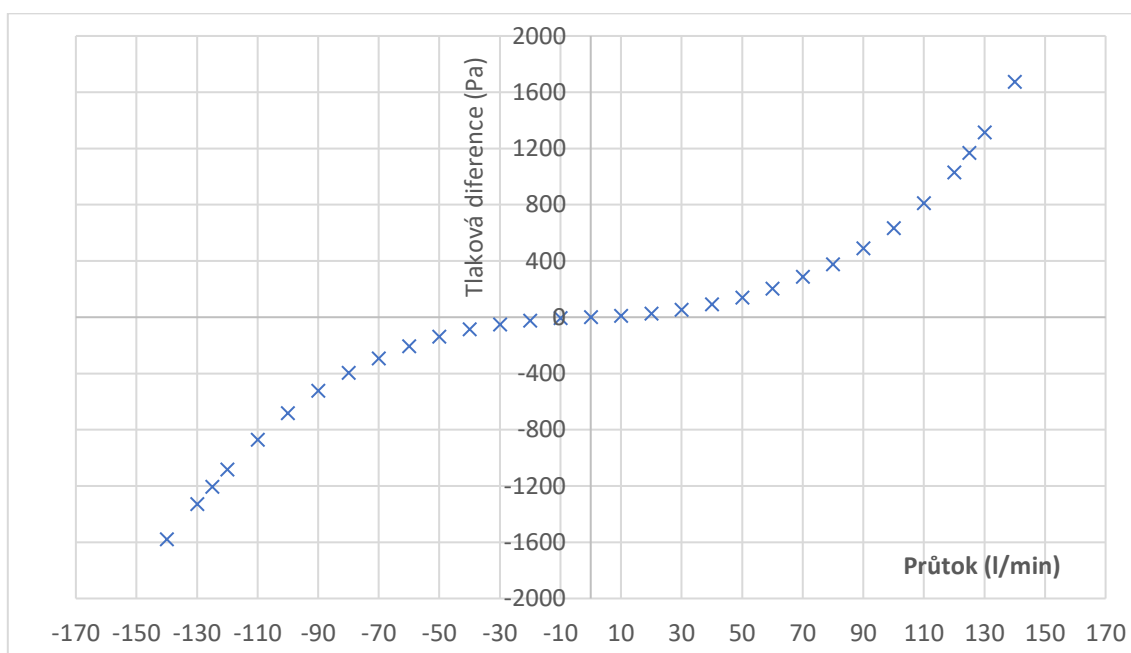
Limitací, kterou 3D tisk bohužel disponuje, je skutečnost, že každá právě tištěná vrstva musí mít dostatečnou oporu ve vrstvě předchozí. Není možné nanášet materiál do míst, kde v předchozí nanášené vrstvě nebylo vytištěno nic. Z tohoto důvodu se při tisku složitějších struktur používají podpěry, které se při následném zpracování vytištěného modelu odstraní. V případě tisku průtokových senzorů je situace složitější. Při tisku není možné generovat podpěry, jelikož by při následném odstraňování mohlo dojít ke změnám ve vnitřním prostoru průtokového senzoru, což znamená i negativní ovlivnění tlakově-průtokové charakteristiky. Proto se celý model senzoru pro účely tisku rozděluje na 3 části, z nichž každá může být vytištěna tak, že není potřeba pod nimi vytvářet podpěry. Tyto tři části se po vytištění modelu pomocí kyanoakrylátového lepidla slepí dohromady.



## 5 Výsledky

### 5.1 Požadavky na vlastnosti nového průtokového senzoru

Nejprve je nutné stanovit maximální povolenou tlakovou diferencí, kterou je možné změřit tlakovým senzorem v patientském monitoru Datex. Pro stanovení této hodnoty byla na kalibrační trati naměřena tlakově-průtoková charakteristika průtokového senzoru D-Lite. Před tímto měřením bylo nutné stanovit standardní podmínky, při kterých bude práce s kalibrační trati prováděna. Jde především o to, aby na naměřené hodnoty neměl vliv nějaký jiný jev než ten, jehož charakteristiky je nutné proměřit. Proto se všechna měření na kalibrační trati prováděla při standardních laboratorních podmínkách. Měření bylo prováděno při laboratorní teplotě a vlhkosti vzduchu a při okolním atmosférickém tlaku. Všechny měřené průtokové senzory byly na kalibrační trati proměřovány suchým stlačeným vzduchem o stejné teplotě jako byla teplota okolního vzduchu. V tabulce 6 v příloze A jsou uvedeny naměřené hodnoty, ze kterých je vytvořen graf na Obr. 5.1, který reprezentuje tlakově-průtokovou charakteristiku senzoru D-Lite.



Obr. 5.1: Tlakově-průtoková charakteristika průtokového senzoru D-Lite

Ze změřených hodnot bylo zjištěno, že při průtoku 125 l/min je tlakový úbytek na senzoru D-Lite roven hodnotě  $1168 \pm 82$  Pa v kladném směru (k pacientovi) a  $-1207 \pm 85$  Pa v záporném směru (od pacienta). Kvůli přesnosti měření s tímto senzorem bylo od naměřené hodnoty tlakové diference odečteno 7 %, což je hodnota, která představuje přesnost senzoru D-Lite (viz kapitola 4.4). Získaná hodnota představuje limitní hodnotu tlakové diference, která

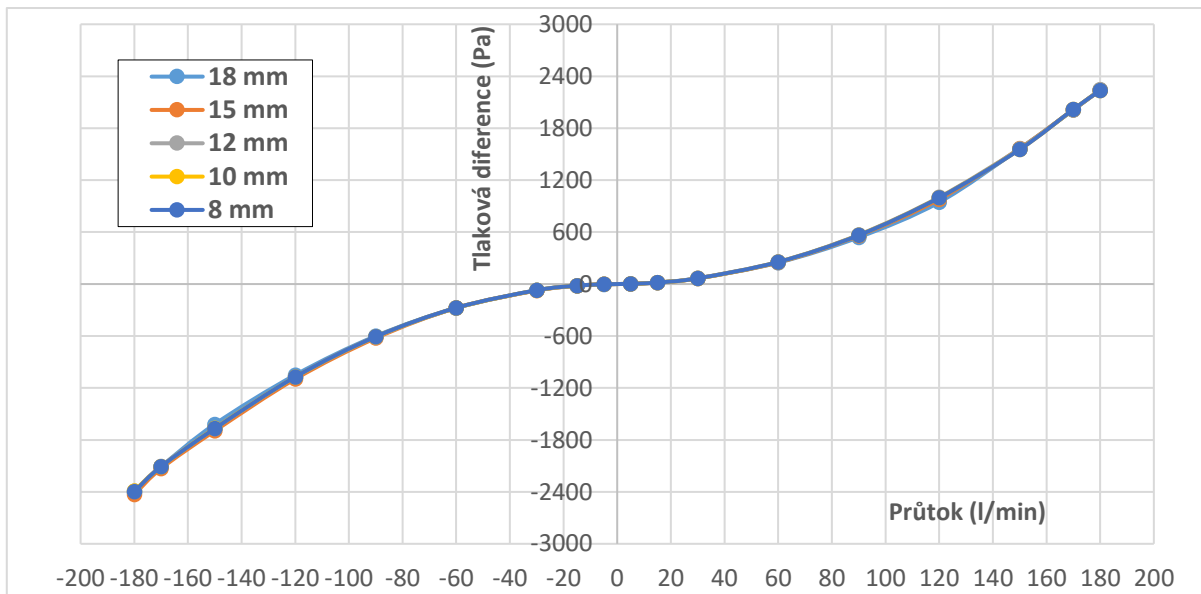
u nového senzoru nesmí být překročena při hodnotě průtoku 170 l/min. Tato hodnota je 1086 Pa pro kladný směr a -1123 Pa pro záporný směr.

## **5.2 Výsledky práce v simulačním software COMSOL**

V této části byl vytvořen model vnitřní dutiny průtokového senzoru D-Lite podle jeho fyzické předlohy. Vyobrazený je na Obr. 4.21 v kapitole 4.6.2. Dále byly prováděny simulace na modelech s různými rozměry odporových členů, aby se zjistilo, jak změna proporcí tohoto členu ovlivňuje průtokové vlastnosti průtokového senzoru. Z modelů podrobených simulacím byl vybrán takový, který splňuje požadavky na tlakově-průtokovou charakteristiku. Model tohoto průtokového senzoru byl následně zrealizován pomocí 3D tisku.

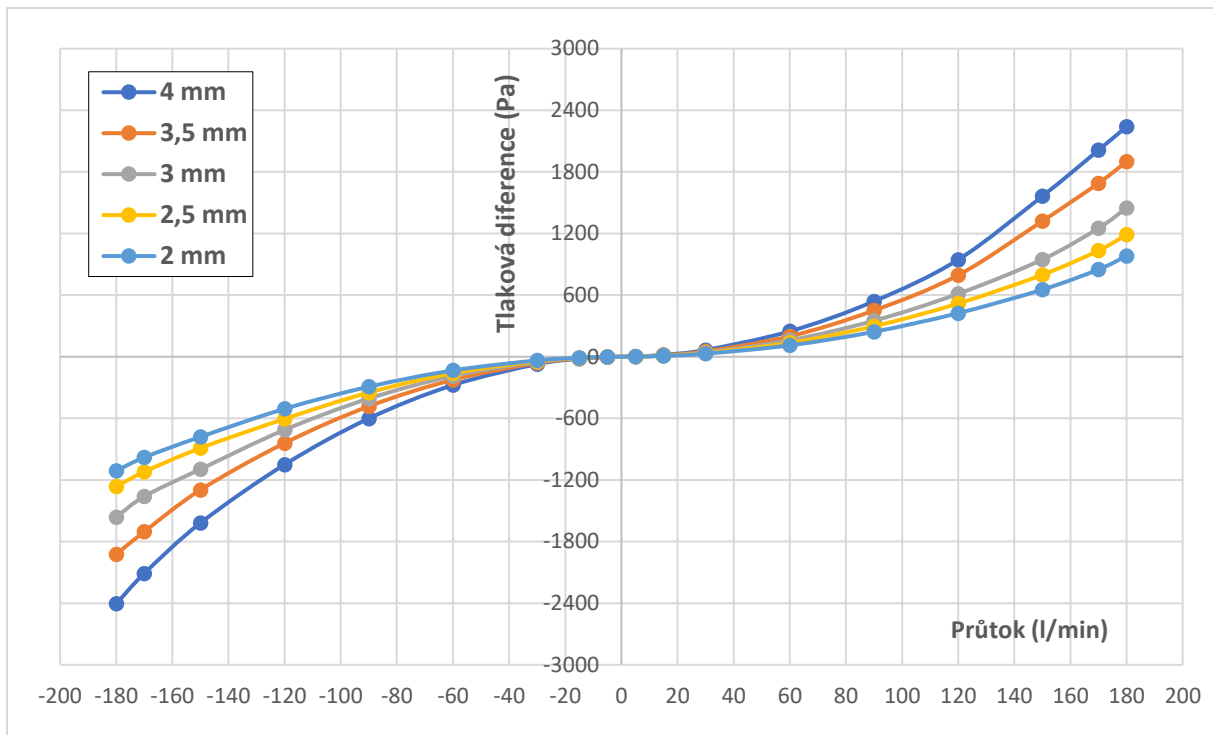
### **5.2.1 Vliv změny parametrů clony na průtokové charakteristiky**

V první části simulací byl zkoumán vliv změny délky odporového členu na výslednou tlakovou diferenci při zachování průtočného průřezu. Postup provádění simulace je podrobně popsán v kapitole metody. V tabulce 7 v příloze A jsou uvedeny výsledky simulací. Délky odporových členů jsou 18, 15, 12, 10 a 8 mm, přičemž ramena odporového členu mají pokaždé stejnou šířku 4 mm. V grafu na Obr. 5.2 jsou vyneseny tlakově-průtokové charakteristiky modelů s různou délkou odporového členu. Z grafu je patrné, že změna délky odporového členu nemá vliv na tlakově-průtokové vlastnosti průtokového senzoru.



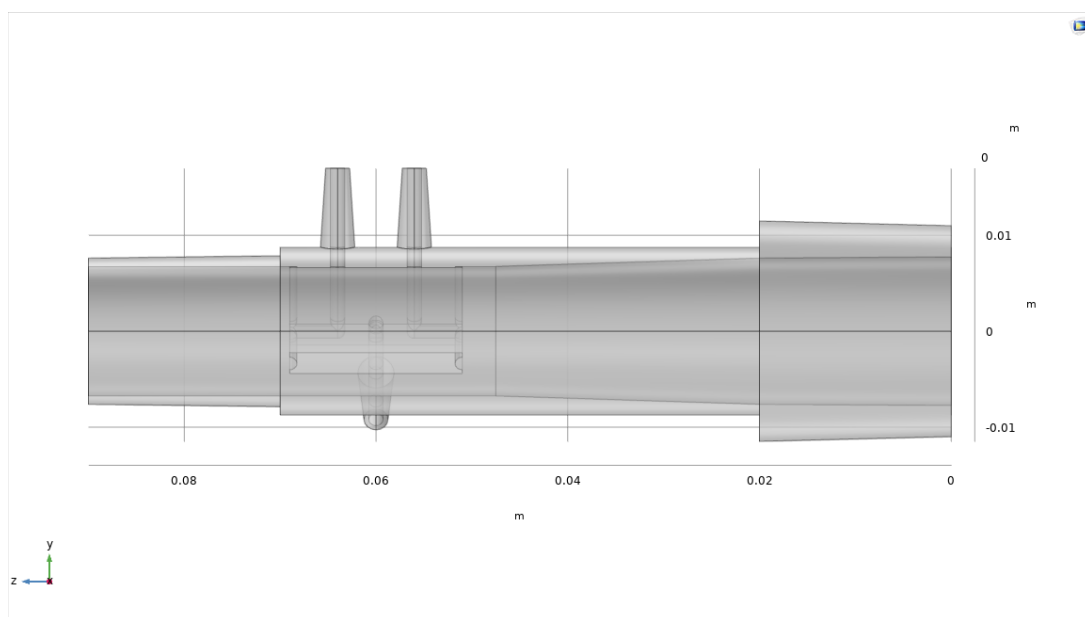
Obr. 5.2: Tlakově-průtokové charakteristiky modelů s různou délkou odporového členu (výsledky simulací)

V druhé části prováděných simulací byl zkoumán vliv změny obsahu plochy průtočného průřezu na výslednou tlakovou diferenci. V tabulce 8 v příloze A jsou uvedeny výsledky těchto simulací. Modely, které byly podrobeny simulacím, mají různou šířku ramen odporového členu. Šířky jsou od 4 do 2 milimetrů včetně. Krok, s jakým byla šířka měněna, je 0,5 milimetru. Vzniklo tedy 5 modelů. U těchto modelů je zachována stejná délka odporového členu uvnitř. V grafu na Obr. 5.3 jsou vyneseny tlakově-průtokové charakteristiky modelů s různou šířkou ramen odporového členu, a tedy i s různým obsahem plochy průtočného průřezu. Z grafu je patrné, že změna průtočného průřezu má vliv na tlakově-průtokové vlastnosti průtokového senzoru.

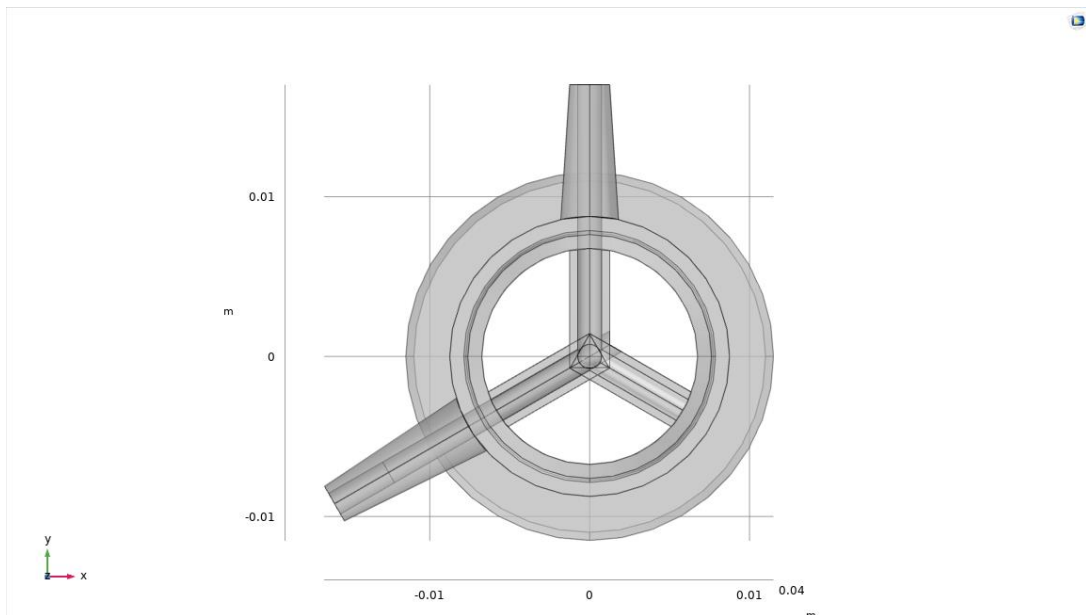


Obr. 5.3: Tlakově-průtokové charakteristiky modelů s různým průtočným průřezem (výsledky simulací)

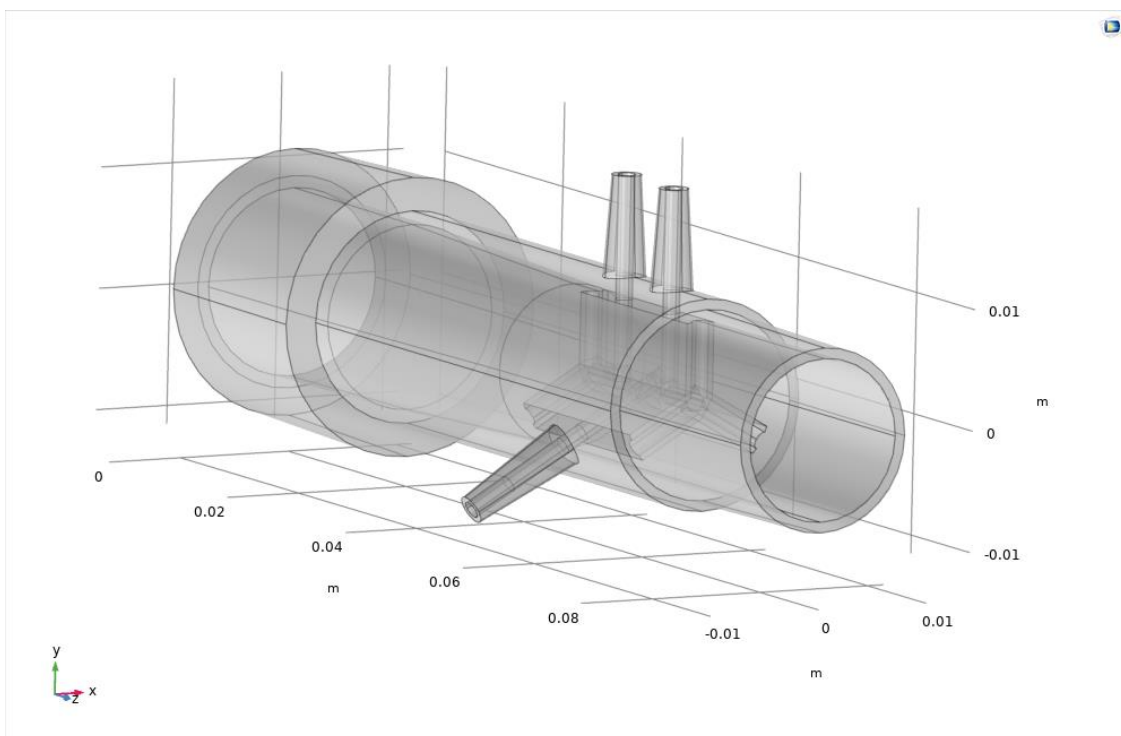
Na základě provedených simulací byl k realizaci vybrán model, jehož odporový člen má délku 18 milimetrů a šířku jednotlivých ramen 2,5 milimetru. Jeho tlaková diference v kladném směru je na základě simulací stanovena na hodnotu 1034 Pa pro kladný směr a -1120 Pa pro směr záporný. Tyto tlakové diference platí pro průtok 170 l/min. Počítačový model tohoto průtokového senzoru se zmenšeným odporovým členem je zobrazen na Obr 5.4 až 5.6.



Obr. 5.4: Model nového průtokového senzoru – boční pohled



Obr. 5.5: Model nového průtokového senzoru – čelní pohled



Obr. 5.6: Model nového průtokového senzoru – celkový pohled

### 5.3 Vlastnosti realizovaného návrhu nové clony

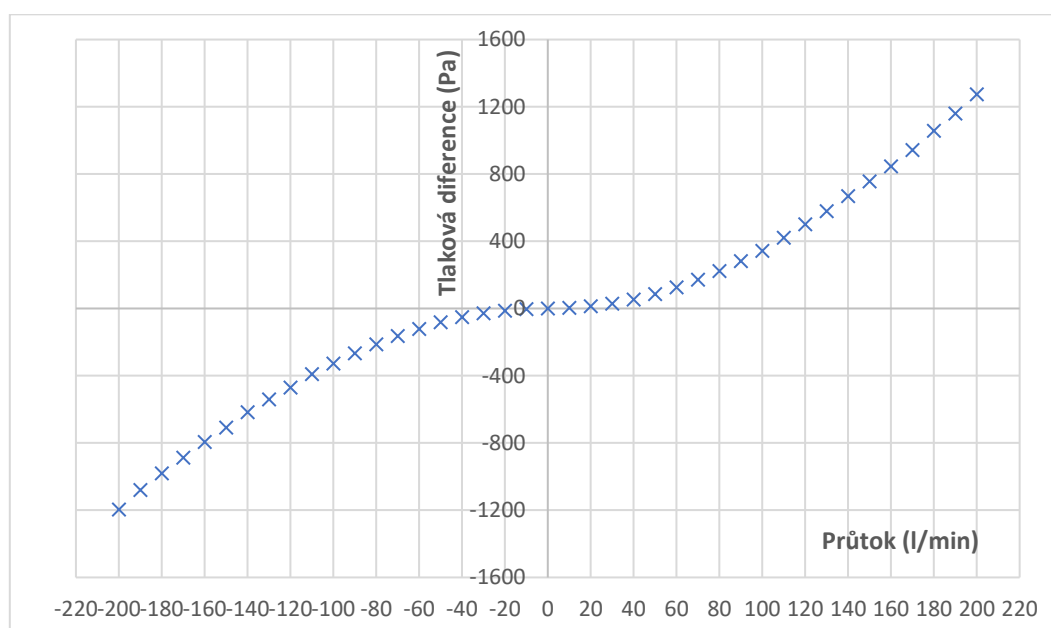
Vybraný model, na kterém byly provedeny simulace, byl zrealizován pomocí metody 3D tisku. Byly vytištěny tři kusy, na kterých bylo následně provedeno měření jejich charakteristik. Na Obr 5.7 je zobrazen vytištěný a zkompletovaný model nového průtokového senzoru.



Obr. 5.7: Model nového průtokového senzoru

Na kalibrační trati byly změřeny tlakově-průtokové charakteristiky tří vytištěných kusů. Výsledky tohoto měření jsou uvedeny v tabulce 9 a 10 v příloze A. Z naměřených hodnot je v tabulkách sestaven i aritmetický průměr naměřených hodnot a směrodatná odchylka. Průměr byl pro další práci použit, jelikož realizované clony nemají díky svému vroubkovanému povrchu zcela identické charakteristiky. Směrodatná odchylka do průtoku 80 l/min nepřekračuje hodnotu 3 Pa, u průtoků do 160 l/min se pohybuje v rozmezí od 5 do 16 Pa a u vyšších průtoků dosahuje hodnoty zhruba 23 Pa, viz tabulka 9 a 10. Při znalosti generovaných tlakových diferencí je vliv vroubkované struktury stěn nového senzoru zanedbatelný. Odchylky jednotlivých vytištěných kusů tak pro měření nepředstavují výrazný problém, který by nějak významně ovlivňoval výsledky měření. Z hodnot aritmetických

průměrů byl následně sestaven graf. Tlakově-průtoková charakteristika nového senzoru je zobrazena v grafu na Obr 5.8. Bylo stanoveno, že hodnota tlakové difference nového senzoru je při průtoku 170 l/min rovna  $943 \pm 22$  Pa ve směru k pacientovi a  $-887 \pm 11$  Pa ve směru opačném. Nová clona splňuje podmínku stanovenou v kapitole 5.1. Tato podmínka říká, že tlaková difference, která vzniká na odporovém členu nové clony, nesmí být vyšší než 1086 Pa pro kladný směr a -1123 Pa pro záporný směr.

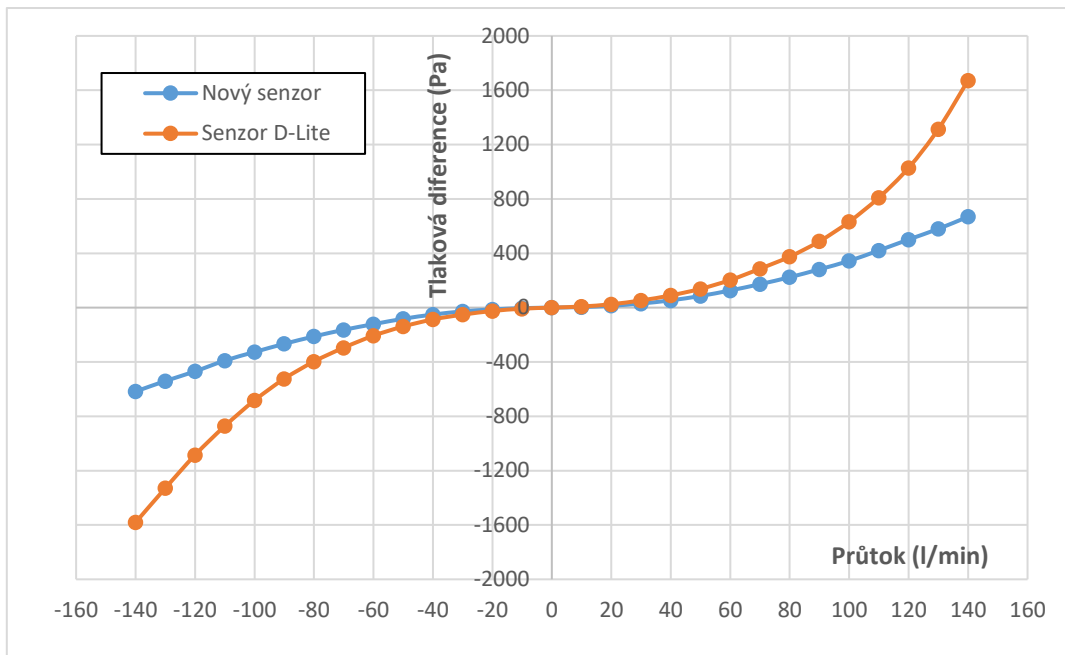


Obr. 5.8: Tlakově-průtoková charakteristika nového senzoru

## 5.4 Srovnání nového senzoru se senzorem D-Lite

Pro srovnání senzoru D-Lite a nového senzoru je na Obr. 5.9 vynesena graf, ve kterém jsou jejich tlakově-průtokové charakteristiky. Cílem bylo vytvořit takový senzor, u kterého bude mít nárůst tlakové difference s narůstajícím průtokem parabolický charakter, stejně jako je to u senzoru

D-Lite. Bylo zjištěno, že křivka tlakově-průtokové charakteristiky nového průtokového senzoru má stejný charakter jako křivka senzoru D-Lite.



Obr. 5.9: Srovnání charakteristik senzoru D-Lite a nového senzoru

Jako další srovnání slouží výsledky provedeného měření s průtokový senzorem D-Lite a novým senzorem ve spojení s patientským monitorem Datex S/5 a plicním ventilátorem Avea od firmy CareFusion. Byl sestaven ventilační okruh s plicním ventilátorem, průtokovými senzory a baňkou o objemu 50 l. V průběhu měření se střídalo zapojení obou senzorů na témže místě ve ventilačním okruhu, tj. mezi baňkou a mezi koncem hadice plicního ventilátoru sloužící k přivádění ventilační směsi k pacientovi. Pro všechna tato měření byl použit suchý stlačený vzduch. V rámci měření byl zjišťován inspirační a expirační dechový objem zaznamenaný přístrojem Datex. Měření bylo prováděno tak, že při stejném nastavení plicního ventilátoru se průtokové senzory vyměnily. Hodnoty dechových objemů byly měřeny přístrojem Datex. Měření byla uskutečněna pro dvě různá nastavení ventilátoru. Při prvním nastavení má parametr RR (Respiratory Rate – dechová frekvence) hodnotu 20 dechů za minutu a limitní průtok dodávané ventilační směsi je na ventilátoru omezen na 70 l/min. Při druhém nastavení je dechová frekvence nastavena na 60 dechů za minutu a omezení průtoku na 150 l/min. Při druhém nastavení proudí vzduch skrze průtokový senzor rychleji. V důsledku toho se při měření s průtokovým senzorem D-Lite ztrácí možnost měřit dechové objemy vyšší než 550 ml (viz tabulka 1). V obou případech je poměr inspira ku expiriu 1:2 (parametr I:E).

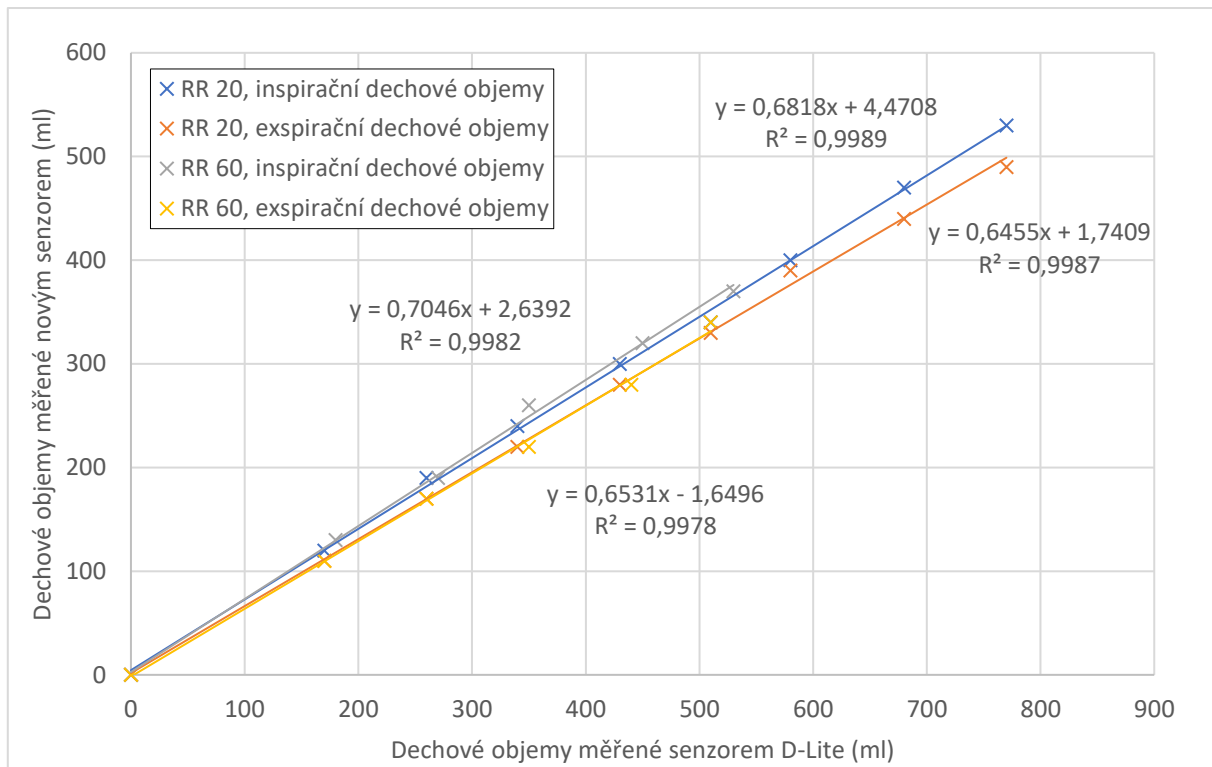
Výsledky měření jsou uvedeny v tabulce 1. Z naměřených dat byl sestaven graf, kde jsou na osu X vyneseny dechové objemy měřené s průtokovým senzorem D-Lite a na osu Y jsou



vyneseny dechové objemy měřené novým senzorem. Tím vzniká korelační přímka. Graf je uveden na Obr 5.10.

Tabulka 1: Naměřené inspirační a expirační objemy při měření různými průtokovými senzory

Nastavené parametry – RR=20, I:E = 1:2, limitní průtok 70 l/min			
inspirační objemy (ml)		expirační objemy (ml)	
D-Lite	nový senzor	D-Lite	nový senzor
0	0	0	0
170	120	170	110
260	180	260	170
340	240	340	220
430	300	430	280
510	340	510	330
580	400	580	390
680	470	680	440
770	530	770	490
Nastavené parametry – RR=60, I:E = 1:2, limitní průtok 150 l/min			
inspirační objemy (ml)		expirační objemy (ml)	
D-Lite	nový senzor	D-Lite	nový senzor
0	0	0	0
180	130	170	110
270	190	260	170
350	260	350	220
450	320	440	280
530	370	510	340
-	440	-	380
-	500	-	460
-	550	-	520



Obr 5.10: Korelace mezi dechovými objemy měřenými průtokovým senzorem D-Lite a novým senzorem

Z grafu na Obr. 5.10 je patrné, že naměřené dechové objemy z každé konkrétní série měření leží téměř na jedné přímce. Platí tedy, že dechové objemy měřené novým senzorem a senzorem D-Lite spolu korelují. Jinými slovy, pokud se inspirační nebo expirační dechový objem měřený novým průtokovým senzorem vynásobí převrácenou hodnotou směrnice dané korelační přímkou, výsledkem je dechový objem, který by byl naměřený při použití průtokového senzoru D-Lite. Z grafu je rovněž patrné, že změna směrnic při změně ventilačního režimu není žádná, nebo jen nepatrná. Na výsledky při přepočítávání objemu tedy nemá vliv změna ventilačních parametrů.

Pro znázornění míry korelace jsou u každé z křivek vyneseny hodnoty  $R^2$ . Je zde zobrazeno, že hodnota spolehlivosti se ve všech případech velmi blíží hodnotě 1. Pokud by hodnota spolehlivosti byla rovna jedné, naměřená data by spolu dokonale korelovala.

Výsledky výpočtů relativních chyb a odchylek při zpětných přepočtech dechových objemů pomocí koeficientů jednotlivých korelačních přímk jsou uvedeny v tabulce 2 a 3. Tyto koeficienty vznikly převrácením hodnoty směrnice korelační přímk pro inspirační a expirační dechové objemy a nastavením ventilačního režimu s dechovou frekvencí 20 dechů za minutu a omezením maximálního průtoku ventilační směsi na 70 l/min.

Tabulka 2: Výpočet inspiračního dechového objemu a vypočtená relativní chyba

Násobící koeficient = 1,466706			
Inspirační objem měřený novým senzorem (ml)	Výpočet inspiračního objemu pomocí koeficientu (ml)	Inspirační objem měřený senzorem D-Lite (ml)	Relativní chyba (%)
120	176,0	170	3,5
180	264,0	260	1,5
240	352,0	340	3,5
300	440,0	430	2,3
340	498,7	510	2,2
400	586,7	580	1,2
470	689,4	680	1,4
530	777,4	770	1,0

Tabulka 3: Výpočet expiračního dechového objemu a vypočtená relativní chyba

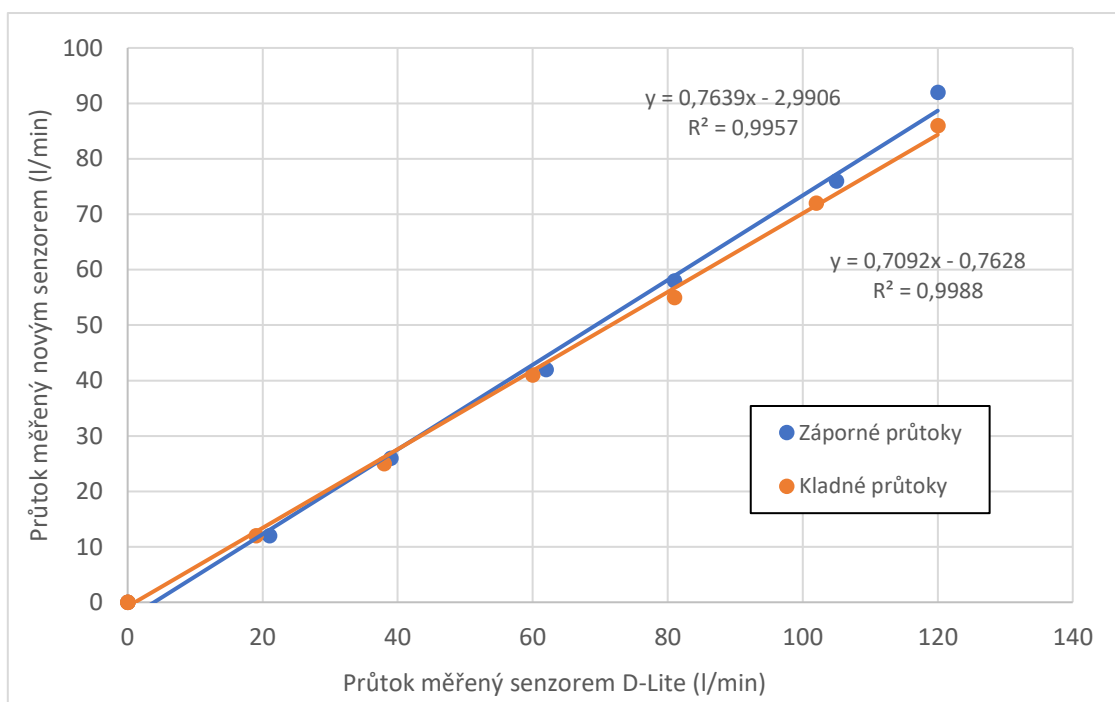
Násobící koeficient = 1,549187			
Inspirační objem měřený novým senzorem (ml)	Výpočet inspiračního objemu pomocí koeficientu (ml)	Inspirační objem měřený senzorem D-Lite (ml)	Relativní chyba (%)
110	170,4	170	0,2
170	263,4	260	1,3
220	340,8	340	0,2
280	433,8	430	0,9
330	511,2	510	0,2
390	604,2	580	4,2
440	681,6	680	0,2
490	759,1	770	1,4

V další části ověřování vlastností nové clony byla prováděna měření na kalibrační trati. Výstupy z průtokového senzoru byly spojeny s patientským monitorem Datex S/5. Prostřednictvím přístroje CITREX byla kontrolována rychlost průtoku ventilační směsi. Na monitoru Datex se následně odečetla hodnota průtoku vzduchu měřená zapojeným průtokovým senzorem. V tabulce 4 je zaznamenáno, jak se mění hodnota průtoku měřená průtokovým senzorem D-Lite a novým senzorem.

Tabulka 4: Výsledky měření průtoků s oběma průtokovými senzory ve spojení s přístrojem Datex

Průtok vzduchu (l/min)		
CITREX	Datex	
	D-Lite	Nová clona
-180	-120	-120
-160	-120	-118
-140	-120	-104
-120	-120	-86
-100	-102	-72
-80	-81	-55
-60	-60	-41
-40	-38	-25
-20	-19	-12
20	21	12
40	39	26
60	62	42
80	81	58
100	105	76
120	120	92
140	120	108
160	120	118
180	120	120

Z údajů v tabulce 4 vyplývá, že patientský monitor Datex S/5 ve spojení s novým senzorem zaznamená průtoky do 160 l/min. Vynesením závislosti průtoku měřeného pomocí senzoru D-Lite a nového senzoru v rozsahu od -120 do 120 l/min lze ověřit korelaci měřicích vlastností obou senzorů. Na Obr. 5.11 jsou v grafu zobrazeny korelační křivky pro kladné a záporné průtoky vycházející z tohoto měření.



Obr. 5.11: Korelační přímky při měření průtoků na kalibrační trati

Poslední věcí, kterou je třeba zvážit, je skutečnost, že směrnice korelačních křivek pro expirační a inspirační dechové objemy se od sebe navzájem nepatrně liší. Proto byly provedeny výpočty, při kterých se na naměřené údaje novým senzorem o inspiračních a expiračních objemech aplikovaly dva různé způsoby přepočtu na skutečné hodnoty. V prvním z nich se na výpočty expiračních a inspiračních objemů použily koeficienty ze směrníc zvlášť pro údaje z inspirační a expirační části. Tyto koeficienty jsou uvedeny v tabulkách 2 a 3. Při druhém způsobu byla sestavena společná korelační přímka pro všechny naměřené dechové objemy (inspirační a expirační) a její koeficient byl použit společně na přepočty expiračních i inspiračních objemů. Jako ukazatel přesnosti dosažených výsledků zde slouží vypočítaná průměrná relativní chyba u každého z přepočtů. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 5.

Tabulka 5: Porovnání chyb při zjednodušení výpočtů spojením inspirační a expirační korelační přímky.

Korelační křivka	Relativní chyba (%)
Pro inspirační dechové objemy	2,1
Pro expirační dechové objemy	0,9
Společná pro obě části	2,5

## 6 Diskuse

V návaznosti na experimenty se simulovaným lavinovým sněhem vznikl v rámci této práce nový průtokový senzor. Tento senzor byl vytvořen pro rozšíření měřicího rozsahu používaného vybavení. V současné době používaný patientský monitor Datex S/5 od firmy GE Healthcare v kombinaci s průtokovým senzorem D-Lite není schopen zaznamenat průtoky ventilační směsi, které přesahují hodnotu 125 l/min. Na základě změřené tlakově-průtokové charakteristiky průtokového senzoru D-Lite byla zjištěna maximální tlaková diference, kterou je monitor Datex ještě schopen zaznamenat. Od těchto naměřených hodnot byla odečtena relativní chyba 7 %, kterou průtokový senzor disponuje. Limitní tlakové diference byly stanoveny na hodnoty 1086 Pa pro kladný směr (do pacienta, při nádechu) a -1123 Pa pro opačný směr. Tlakově-průtoková charakteristika se stanovením limitních hodnot je popsána v kapitole 5.1.

Po stanovení limitních hodnot tlakové diference nového senzoru byly zkoumány a zjišťovány optimální rozměry nového průtokového senzoru. Na základě spirometrických vyšetření probandů, kteří se experimentů účastnili, byla určena maximální hodnota průtoku ventilační směsi, která by při provádění experimentu neměla být překročena. Maximální průtok by bezpečně neměl přesáhnout hodnotu 170 l/min. Nový navržený senzor má tedy tu podmínku, že při průtoku 170 l/min nesmí jeho tlaková diference překročit výše uvedené limitní hodnoty. Rovněž je zde požadavek na zachování kompatibility s patientským monitorem Datex S/5. Kompatibility je docíleno tím, že křivka tlakově-průtokové charakteristiky nového senzoru má stejný nebo alespoň podobný tvar jako křivka senzoru D-Lite, pouze s tím rozdílem, že křivka nového senzoru nemá tak prudký nárůst.

Pro zachování stejného tvaru tlakově-průtokové charakteristiky byla zvolena metoda, při které zůstane zachován i tvar odporového členu, na kterém vzniká tlakový úbytek. Prostřednictvím software COMSOL Multiphysics tak byl vytvořen model průtokového senzoru D-Lite, na kterém byly prováděny simulace. Při simulacích byl zkoumán vliv průtoku na vznik tlakové diference na odporovém členu o různých rozměrech. V první části byly simulacím podrobeny modely s odporovými členy o různých délkách. Porovnání tlakově-průtokových charakteristik těchto modelů je uvedeno v grafu na Obr. 5.2 v kapitole 5.2.1. Bylo zjištěno, že pokud se mění délka odporového členu a je zachován obsah plochy průtočného průřezu, křivka tlakové diference je u všech modelů pokaždé stejná. V druhé části při provádění simulací byl naopak

zkoumán vliv změny průtočného průřezu na tvar křivek tlakově-průtokových charakteristik při zachování stejné délky odporového členu. Tyto křivky jsou zobrazeny v grafu na Obr. 5.3 v kapitole 5.2.1. Bylo zjištěno, že změna obsahu plochy průtočného průřezu má vliv na výslednou tlakovou diferenci. Na základě simulací, bylo zjištěno, že platí fyzikální zákony popsané v kapitole 4.2.1. Bylo potvrzeno, že v důsledku zmenšení obsahu plochy průtočného průřezu dojde ke zvýšení tlakového úbytku na tomto členu. Díky výsledkům ze simulací mohly být stanoveny vhodné rozměry odporového členu, který je součástí nového průtokového senzoru. Výsledný senzor na základě dat ze simulací splňuje podmínky stanovené v kapitole 5.1 týkající se požadavků na vlastnosti nového senzoru. Výsledky všech simulací jsou shrnuty v tabulce 7 a 8 v příloze A.

Model vybraný k realizaci má odporový člen o délce 18 mm a s rameny o šířce 2,5 mm. Po zhotovení tří kusů nového senzoru pomocí 3D tisku byla proměřena jejich tlakově-průtoková charakteristika. Z naměřených hodnot se kvůli drobným odchýlkám v naměřených tlakových diferencích sestrojil aritmetický průměr měřené tlakové diference. Tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulce 9 a 10. Křivka reprezentující tlakově-průtokovou charakteristiku nového senzoru je vynesena v grafu na Obr. 5.8. V poslední části práce byly vyneseny křivky senzoru D-Lite a nového senzoru do jednoho grafu. Výsledky jsou zobrazeny v grafu na Obr. 5.9. Z měření bylo ověřeno, že nová průtoková clona má stejný tvar křivky tlakově-průtokové charakteristiky, pouze její stoupání je jiné.

Z provedených experimentů s plicním ventilátorem a patientským monitorem bylo potvrzeno, že dechové objemy naměřené novým senzorem lze přepočítávat pouze pomocí konstant stanovených na základě korelačních přímek. Tyto korelační přímký jsou zobrazeny na Obr. 5.10. Bylo ověřeno, že použití koeficientů umožňuje zpětně přepočítávat dechové objemy s relativní chybou nepřesahující 4,2 %. Výpočet těchto chyb je popsán v kapitole 5.4 a jejich hodnoty spolu s hodnotami měřených dechových objemů a násobných konstant pro přepočet jsou uvedeny v tabulkách 2 a 3. V těchto tabulkách jsou rovněž uvedeny násobící koeficienty pro přepočet inspiračních a expiračních objemů.

Bylo zjištěno, že patientský monitor Datex S/5 ve spojení s novým průtokovým senzorem je schopen ještě zaznamenat průtok ventilační směsi o hodnotě 160 l/min. Oproti zapojení průtokového senzoru D-Lite tak došlo ke zvýšení měřicí schopnosti o 40 l/min. Výsledky pokusu s měřenými průtoky v zapojení do kalibrační trati jsou uvedeny v tabulce 4.

Dále bylo zjištěno, že je lepší použít pro přepočet dechových objemů násobné koeficienty zvlášť pro inspirační a expirační objemy. Pokud by pro přepočet vznikl jeden koeficient, který

by se používal pro přepočty všech měřených dechových objemů, nepatrně se tím navyšuje relativní chyba, která by při tomto přepočtu vznikala. Tyto chyby jsou uvedeny v tabulce 5.

Chyby, které mohly během měření vzniknout, mohou být způsobeny několika vlivy. Prvním z nich je skutečnost, že k realizaci nového průtokového senzoru byla použita jiná výrobní metoda než ta, která je využívána pro výrobu průtokového senzoru D-Lite. Vlivem použité metody 3D tisku vznikají výrobky, které mají na povrchu drobné drážky. Kvůli tomu tak může docházet k nepatrným změnám v charakteru proudění tekutiny skrze průtokový senzor. Díky drsnějšímu povrchu by například nemuselo docházet ke vzniku Coandova jevu. Tento efekt způsobuje, že při proudění tekutiny dochází k přilnutí části proudu tekutiny ke stěně trubice. Přilnutím části proudu ke stěně může při měření se senzorem D-Lite docházet k odchylkám v měření tlakové difference, jelikož je ovlivněn vznik rozdílných statických tlaků před a za odporovým členem. Přilnutí proudů může být zapříčiněno tím, že je průtokový senzor D-Lite vyrobený na vstříkovacím lisu. Touto metodou je tak vyroben díl, který má velmi hladké stěny, což přilnutí proudu tekutiny může podporovat.

Druhým z vlivů, který mohl ovlivnit výsledky, je fakt, že samotná metoda 3D tisku dává za vznik tomu, že vytištěné clony nemají dokonale stejné vlastnosti. Pro eliminaci tohoto jevu byly zhotoveny tři kusy, na nichž bylo provedeno měření tlakově-průtokových charakteristik. Z výsledných hodnot byl pak vypočten aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Aritmetické průměry byly použity pro další práci.

Chybou, která mohla být zanesena do výsledku měření dechových objemů a následného zjišťování korelací, je i skutečnost, že původní senzor D-Lite disponuje při měření přesností 7 % a patientský monitor Datex S/5 dechové objemy zaokrouhluje na desítky mililitrů. Je tedy možné, že část informací se v této části měření a vyhodnocování výsledků ztrácí.

Do budoucna bude nutné ověřit, jaký vliv na měřené hodnoty průtoků a dechových objemů bude mít změna teploty nebo relativní vlhkosti ventilační směsi. Toto představuje náplň další práce s novým průtokovým senzorem.



## 7 Závěr

V rámci této práce vznikl nový průtokový senzor umožňující měřit vyšší průtoky. Spolu s tím zůstala zachována kompatibilita s patientským monitorem Datex S/5. Vhodné rozměry nového průtokového senzoru byly vybrány na základě simulací v prostředí COMSOL Multiphysics. Vybraný model byl zrealizován pomocí 3D tisku a následně byly ověřeny jeho vlastnosti. Bylo ověřeno, že nový průtokový senzor umožňuje měřit průtoky až do hodnoty 160 l/min. Na základě navazujících výpočtů pak bylo ověřeno, že nový průtokový senzor má zachovanou kompatibilitu s patientským monitorem Datex S/5. Pro přepočet průtoků byly stanoveny koeficienty, kterými lze dechový objem naměřený novým senzorem přepočítat na hodnotu skutečného dechového objemu. Průměrné relativní chyby jsou 2,1 % pro přepočet inspiračních dechových objemů a 0,9 % pro přepočet expiračních dechových objemů.

# Seznam použité literatury

- [1] NOSKIEVIČ, Jaromír. *Mechanika tekutin*. Bratislava: Alfa, 1987.
- [2] BOJKO, Marian, Milada KOZUBKOVÁ a Jana RAUTOVÁ. *Základy hydromechaniky a zásobování hasiv*. V Ostravě: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2008. Spektrum (Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství). ISBN 978-80-7385-033-3.
- [3] HORÁK, Vladimír. *Základy hydromechaniky*. Brno: Univerzita obrany, 2007. ISBN 978-80-7231-490-4.
- [4] Citrex – Prospekt. *Rigel Medical* [online]. s. 6 [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://www.rigelmedical.com/downloads/Rigel-Citrex-Gas-Flow%20Analyser-Datasheet.pdf>
- [5] Testo 512: Data Sheet. *Testo* [online]. s. 6 [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://static-int.testo.com/media/e6/a4/f65e7355bb8b/testo-512-Data-sheet.pdf>
- [6] ČSN EN ISO 5167-2. *Měření průtoku tekutin pomocí snímačů diferenčního tlaku vložených do zcela zaplněného potrubí kruhového průřezu – Část 2: Clony*. ČESKÝ NORMALIZAČNÍ INSTITUT. Praha, 2003.
- [7] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2005. Jessenius. ISBN 80-7345-059-3.
- [8] ENRIGHT Paul L., HYATT Robert E., *Office Spirometry: A Practical Guide to the Selection and Use of Spirometers*, Lea & Febiger, Philadelphia, 1987
- [9] Flow Measurement with Respiroics Flow Sensors: Respiroics, White Paper. *Philips* [online]. [cit. 2020-05-18]. Dostupné z: <https://www.philips.com/static/oem-respiroics/wp/Flow%20Measurement%20WhitePaper1.pdf>
- [10] GE Healthcare. *Aisys CS2 User's Reference Manual – Software Version 10.X*. Kapitola 11-39: Ventilator Accuracy. USA: 2067226-DE B 09 13.
- [11] JAMSHIDIAN, M., TEHRANY, E.A., IMRAN, M., JACQUOT, M., DESOBRY, S. Poly-Lactic Acid: Production, Applications, Nanocomposites, and Release Studies. *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*, [online]. 2010 [cit. 2020-05-18] doi:10.1111/j.1541-4337.2010.00126.x

## Příloha A: Tabulky s výsledky provedených měření

Tabulka č. 6: Tlakové diference průtokového senzoru D-Lite

Průtok (l/min)	Tlaková diference (Pa)
-140	-1581
-130	-1329
-125	-1207
-120	-1085
-110	-872
-100	-683
-90	-524
-80	-397
-70	-295
-60	-207
-50	-139
-40	-87
-30	-52
-20	-25
-10	-8
10	8
20	25
30	53
40	90
50	138
60	203
70	286
80	375
90	488
100	632
110	810
120	1029
125	1168
130	1314
140	1672

Tabulka č. 7: Tlakové difference modelů s různou délkou odporového členu (simulace)

Průtok (l/min)	Délka odporového členu simulovaného průtokového senzoru				
	Tlaková difference (Pa)				
	18 mm	15 mm	12 mm	10 mm	8 mm
-180	-2405	-2429	-2390	-2389	-2397
-170	-2110	-2130	-2103	-2109	-2108
-150	-1619	-1696	-1668,5	-1666	-1669
-120	-1050	-1096	-1075	-1074	-1073
-90	-601	-624	-611	-609	-608
-60	-276	-275,6	-277,5	-276	-274,5
-30	-72	-75	-73	-72,5	-71,5
-15	-20,35	-20,2	-19	-19,5	-19,1
-5	-2,95	-2,8	-2,7	-2,6	-2,5
5	2,7	2,6	2,5	2,4	2,35
15	18,4	17,8	18,2	18,1	17,7
30	66,2	65,2	67,7	65	66,2
60	247,7	250	256	254,5	255
90	540	559	568,5	564,5	563,5
120	945	980	1003	998	997
150	1564	1565	1563,5	1555	1554
170	2012	2015	2013	2017	2018
180	2241,3	2239	2247	2237	2235

Tabulka č. 8: Tlakové diference modelů s různými průtočnými průřezy (simulace)

Průtok (l/min)	Šířka ramen odporového členu simulovaného průtokového senzoru				
	Tlaková diference (Pa)				
	4 mm	3,5 mm	3 mm	2,5 mm	2 mm
-180	-2405	-1924	-1562	-1264	-1111
-170	-2110	-1703	-1360	-1120	-980
-150	-1619	-1296,5	-1095	-890	-780
-120	-1050	-841	-711,5	-605	-507
-90	-601	-482,5	-407,5	-348,5	-292
-60	-276	-224,5	-186,8	-160	-133
-30	-72	-60,4	-50	-43	-36
-15	-20,35	-16,8	-13,9	-11,75	-10
-5	-2,95	-2,4	-2	-1,75	-1,4
5	2,7	2,1	1,8	1,53	1,3
15	18,4	14,3	12	10,25	8
30	66,2	53,3	42	36,5	30
60	247,7	199	160,5	135,75	111
90	540	451	351	297	243
120	945	794,5	613	518,5	424,3
150	1564	1321	947	798	653,5
170	2012	1690	1252	1034	850
180	2241,3	1900	1449	1189	982

Tabulka č. 9: Změřené tlakové diference nových senzorů pro záporný průtok

Průtok (l/min)	Tlaková diference (Pa)			aritmetický průměr (Pa)	Směrodatná odchylka (Pa)
	Senzor 1	Senzor 2	Senzor 3		
-10	-4	-4	-4	-4	0
-20	-13	-13	-14	-13	0,5
-30	-28	-28	-28	-28	0
-40	-51	-52	-51	-51	0,5
-50	-82	-83	-82	-82	0,5
-60	-121	-123	-122	-122	0,8
-70	-162	-165	-164	-164	1,2
-80	-207	-220	-210	-212	5,6
-90	-265	-268	-267	-267	1,2
-100	-318	-338	-325	-327	8,3
-110	-379	-400	-391	-390	8,6
-120	-460	-480	-468	-469	8,2
-130	-533	-550	-538	-540	7,1
-140	-612	-630	-610	-617	9
-150	-700	-720	-705	-708	8,5
-160	-792	-805	-785	-794	8,3
-170	-872	-896	-894	-887	10,9
-180	-971	-992	-978	-980	8,7
-190	-1062	-1090	-1084	-1079	12
-200	-1180	-1212	-1192	-1195	13,2

Tabulka č. 10: Změřené tlakové difference nových senzorů pro kladný průtok

Průtok (l/min)	Tlaková difference (Pa)			aritmetický průměr (Pa)	Směrodatná odchylka (Pa)
	Senzor 1	Senzor 2	Senzor 3		
10	4	4	4	4	0,0
20	14	14	14	14	0,0
30	30	30	30	30	0,0
40	54	54	53	54	0,5
50	86	87	84	86	1,2
60	127	128	124	126	1,7
70	174	175	169	173	2,6
80	223	226	222	224	1,7
90	287	285	274	282	5,7
100	342	355	335	344	8,3
110	410	433	420	421	9,4
120	494	515	495	501	9,7
130	561	600	578	580	16,0
140	662	687	658	669	12,8
150	745	770	755	757	10,3
160	835	864	842	847	12,4
170	921	972	935	943	21,5
180	1030	1087	1053	1057	23,4
190	1138	1190	1155	1161	21,6
200	1250	1290	1285	1275	17,8

## **Příloha B: Obsah přiloženého DVD**

1. Zadání bakalářské práce.pdf
2. 17PBBBB\_474290\_Ladislav\_Bis.pdf
3. Abstrakt\_CZ.pdf
4. Abstract\_EN.pdf
5. Klíčová slova, Keywords.pdf