



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Průměrovací Pitotova trubice pro umělou plicní ventilaci

Averaging Pitot tube for mechanical ventilation

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Josef Hrnčír

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jan Matějka

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: **Josef Hrnčíř**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Průměrovací Pitotova trubice pro umělou plicní ventilaci**
Téma anglicky: Averaging Pitot tube for mechanical ventilation

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

Realizujte prototyp průměrovací Pitotovy trubice vhodný pro měření dechového objemu při umělé plicní ventilaci. Navrhněte způsob kalibrace průměrovací Pitotovy trubice maximálně eliminující chybu měření. Vlastnosti prototypu porovnejte se senzorem respiračního monitoru SLE 2100 pro dospělé pacienty.

Seznam odborné literatury:

- [1] Yunus A. Cengel, John M. Cimbala, Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications, ed. First, McGraw-Hill, 2006, ISBN 0-07-247236-7
- [2] M. Kabacinski, J. Pospolita, Experimental research into a new design of flow-averaging tube, Flow measurement and instrumentation , ročník 22, číslo 8, 2011, Říjen, 421-427 s.
- [3] S. Pochwala, J. Pospolita, Analysis of applicability of flow averaging pitot tubes in the areas of flow disturbance, Metrology and measurement systems, ročník 23, číslo 1, 2016, Březen, 71-84 s.

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Ing. Jan Matějka
Konzultant: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Průměrovací Pitotova trubice pro umělou plicní ventilaci“ 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).

V Kladně 18.5. 2017

.....

Josef Hrnčíř

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Matějkovi za poskytnuté konzultační hodiny a za cenné rady při zpracování této práce na téma „Průměrovací Pitotova trubice pro umělou plicní ventilaci“.

ABSTRAKT

Průměrovací Pitotova trubice pro umělou plicní ventilaci

Cílem této Bakalářské práce bylo realizovat prototyp průtokoměru založeného na principu průměrovací Pitotovy trubice vhodného pro umělou plicní ventilaci. Pro výběr finálního prototypu z 19 různých návrhů prototypu byl použit software Comsol Multiphysics, ve kterém probíhaly simulace průtoku vzduchu přes senzor. Pro finální prototyp byl navrhnout způsob kalibrace. Prototyp byl porovnán s respiračním monitorem SLE 2100 a původním návrhem realizovaným v předmětu Semestrální projekt z hlediska přesnosti a tlakového úbytku přes senzor. Při přesnosti byly srovnávány hodnoty měřených dechových objemů při simulovaném dýchání pomocí kalibrační stříkačky a při umělé plicní ventilaci s konvenčním a vysokofrekvenčním ventilátorem. Z výsledků vyplývá, že realizovaný prototyp je ze dvou zmíněných ventilátorů vhodný spíše pro konvenční ventilátor.

Klíčová slova

Průměrovací Pitotova trubice, umělá plicní ventilace, HFOV, respirační monitor SLE 2100.

ABSTRACT

Averaging Pitot tube for mechanical ventilation

The main goal of this Bachelor Thesis was to design a flow indicator which is based on a principle of averaging Pitot tube and is suitable for mechanical ventilation. The final prototype was chosen from 19 different drafts which were simulated in software Comsol Multiphysics. For the final prototype a process of calibration was designed. The final crafted prototype was compared with a sensor in a respiratory monitor SLE 2100 and also with the previous crafted prototype which was made in a semester project. Compared parameters were pressure difference, pressure decrease and accuracy of measuring tidal volume V_T . Tidal volume was simulated via a calibration syringe and via two mechanical ventilations in volume controlled ventilation mode and high frequency oscillatory ventilation mode. The results show that the new prototype is more suitable for a conventional mechanical ventilator in volume controlled ventilation mode.

Keywords

Averaging Pitot tube, mechanical ventilation, HFOV, respiratory monitor SLE 2100

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
Seznam symbolů	8
Seznam zkratk	9
1 Úvod	10
1.1 Přehled současného stavu	10
1.1.1 Rychlostní měřidla.....	10
1.1.2 Tlaková diference	13
1.1.3 Ostatní.....	17
1.2 Cíle práce.....	18
2 Metody	19
2.1 Návrh prototypu	19
2.2 Výroba prototypu	26
2.3 Měření	27
2.3.1 Kalibrace prototypu, tlakový úbytek a výpočet odporu	27
2.3.2 Přesnost prototypu, SLE 2100 a původního návrhu senzoru s kalibrační stříkačkou	29
2.3.3 Přesnost prototypu a SLE 2100 s ventilátory	31
3 Výsledky	34
3.1 Finální senzor	34
3.2 Měření	37
3.2.1 Kalibrace prototypu, tlakový úbytek a výpočet odporu	37
3.2.2 Přesnost prototypu, SLE 2100 a původního návrhu senzoru s kalibrační stříkačkou	41
3.2.3 Přesnost prototypu a SLE 2100 s ventilátory	42
4 Diskuse	43
5 Závěr	46
Seznam použité literatury	47
Příloha A – obsah přiloženého DVD	49
Příloha B – Ukázky výsledků simulací	50
Příloha C – ukázka použitých skriptů	52

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a	–	konstanta
b	–	konstanta
C	mm	šířka žlábků překážky
d	mm	průměr menší základny
D	mm	průměr větší základny
d_x	%	relativní chyba
D_v	l	absolutní chyba
D_l	mm	délka překážky
E	mm	hloubka žlábků překážky
f	Hz	frekvence
f_d	BPM	dechová frekvence
f_v	Hz	vzorkovací frekvence
g	m/s ²	gravitační zrychlení
h	m	výška kapaliny
K	–	kuželovitost
L	m	vzdálenost základen
MV	l/min	minutová ventilace
p_{aw}	kPa	střední tlak v dýchacích cestách
$p_{celkový}$	kPa	celkový tlak
p_{diff}	kPa	diferenční tlak
$p_{dynamický}$	kPa	dynamický tlak
$PEEP$	cm H ₂ O	kladný tlak na konci výdechu
$p_{hydrostatický}$	kPa	hydrostatický tlak
$p_{před}$	kPa	tlak před překážkou
p_{stag}	kPa	stagnační tlak
$p_{statický}$	kPa	statický tlak
$p_{úbytek}$	kPa	tlakový úbytek
p_{za}	kPa	tlak za překážkou
q	l/min	průtok
q_{max}	l/min	maximální průtok
R	kPa·s/l	průtočný odpor
S	m ²	plocha
T_v	s	vzorkovací perioda
V	l	objem
V_N	l	naměřený objem
V_R	l	objem kalibrační stříkačky
V_t	l	dechový objem
x	–	konstanta
y	–	konstanta
Δp	cm H ₂ O	amplituda oscilačních kmitů
ρ	kg/m ³	hustota
φ	°	úhel zkosení

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
HFOV	Vysokofrekvenční oscilační ventilace
UPV	Umělá plicní ventilace
VCV	Objemově řízená ventilace

1 Úvod

Měření objemového průtoku plynů se provádí pomocí průtokoměrů, založených na různých principech, například na diferenci tlaků nebo době letu ultrazvukového vlnění. Měření objemového průtoku plynů se využívá v širokém spektru oblastí, počínaje průmyslem až po medicínu. V této práci se budu zabývat konkrétně použitím tohoto měření v oblasti medicíny. Měření objemového průtoku plynů se v tomto oboru používá například při vyšetřování dýchacích potíží jako je spirometrie nebo například při umělé plicní ventilaci. Obecně v oblasti medicíny bývá měření objemového průtoku plynů problematické z důvodu různorodosti pacientů, různého složení vdechovaných a vydechovaných plynů či zanášení senzoru nečistotami. Všechny tyto problémy vedou ke vzniku nepřesností. Tématem této práce je tedy realizace senzoru průtoku, který bude v co největší míře dané nepřesnosti eliminovat.

Práce je členěna na 5 kapitol. V první kapitole se zabývám současným stavem měření objemového průtoku plynů, tedy principy měření. Ve druhé kapitole jsou popsány metody použité při realizaci a měření navrženého prototypu průtokoměru. Ve třetí kapitole jsou následně uvedeny výsledky, tedy finální prototyp a jeho proměřené vlastnosti. Nakonec jsou výsledky diskutovány v diskuzi a v závěru se nachází shrnutí práce.

1.1 Přehled současného stavu

Pro měření objemového průtoku plynů jsou v současné době používány průtokoměry, které jsou dle principu měření rozděleny na rychlostní měřidla, průtokoměry založené na měření tlakové difference a ostatní průtokoměry.

1.1.1 Rychlostní měřidla

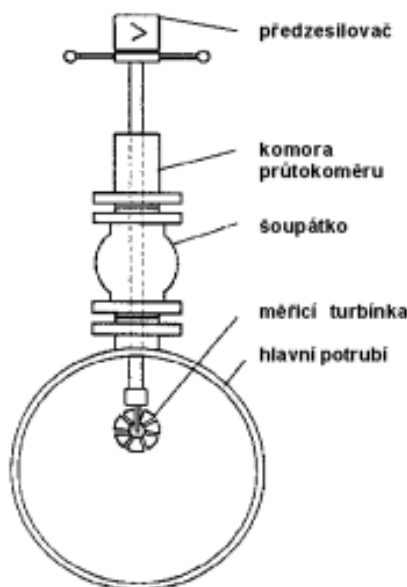
U těchto měřidel je výstupní signál průtokoměru přímo úměrný velikosti objemového průtoku, na rozdíl od snímačů měření rozdílu tlaků, u kterých je závislost měřené tlakové difference na objemovém průtoku mocninná. Díky tomuto rozdílu zde odpadáva chyba způsobená odmocňováním. Mezi tyto měřidla patří turbínové, vírové a ultrazvukové průtokoměry. Tato metoda se řídí vztahem:

$$q_v = \vec{v} \cdot S, \quad (1)$$

kde q_v (l/min) je průtok, \vec{v} (m/s) střední rychlost proudění tekutiny a S (m) průřez potrubí.

Turbínové průtokoměry se skládají z volně otočného rotoru s lopatkami a snímače otáček. Rotor se vlivem proudění měřeného média otáčí a tyto otáčky jsou přímo úměrné rychlosti proudění média. Výhodou turbínových průtokoměrů je široký rozsah měřených rychlostí, snadná opakovatelnost měření a také krátkodobá přesnost. Nevýhodami může

být použít pouze tekutin s malou viskozitou a tekutin, které při proudění v potrubí nevytvářejí víry, další nevýhodou představuje opotřebení pohyblivých částí, tedy lopatek, které může být způsobeno nečistotami v médiu. Měření také může být ovlivněno setrvačností pohybu rotoru, protože se rotor ještě nějakou dobu může točit i přesto, že průtok tekutiny byl zastaven [1, 2]. Ukázka turbínového průtokoměru je na Obrázku 1.



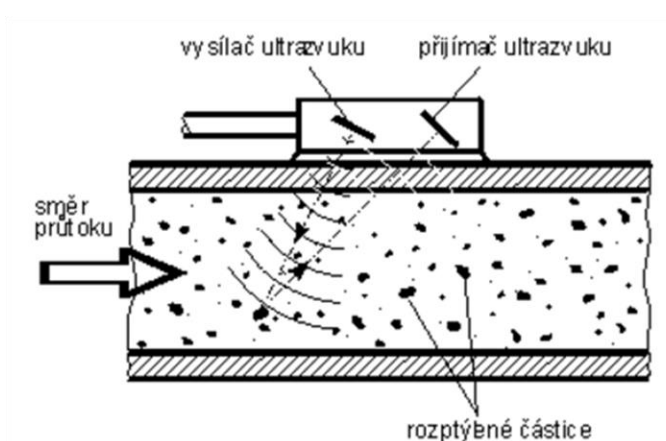
Obrázek 1: Schéma turbínového průtokoměru [3]

Vírové průtokoměry využívají neaerodynamického tvaru překážky, která se nachází uvnitř potrubí. Při proudění médium naráží na tuto překážku, což způsobuje vytváření vírů. Tyto víry tvoří tzv. von Kármánovu stezku. To znamená, že při obtékání těles dochází ke vzniku vírů za tělesem, k tomuto jevu dochází v určitých oblastech Reynoldsova čísla. Frekvence, s jakou se víry tvoří, je v určitém rozsahu Reynoldsova čísla úměrná velikosti průtoku média. Ke snímání těchto vírů se používá např. piezoelektrický nebo kapacitní diferenční snímač. Výhodou je malý vliv teploty, tlaku a hustoty, malá tlaková ztráta a rozsah měření. Nevýhodou zde představuje nemožnost použití při malých rychlostech proudění a pro měření průtoku tekutin s viskozitou nad $30 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ [1, 4]. Schéma funkce vírového průtokoměru je na Obrázku 2.

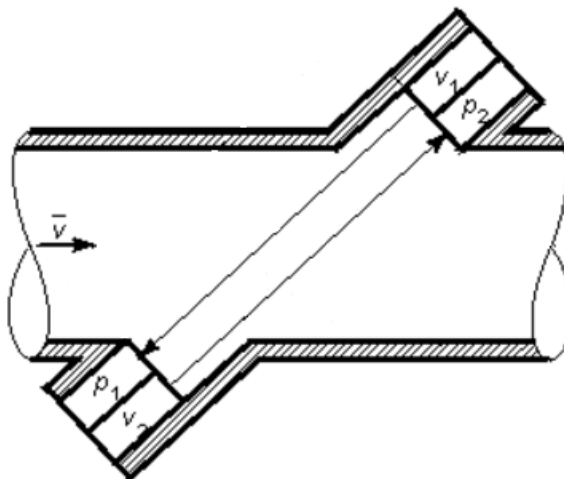


Obrázek 2: Schéma vírového průtokoměru [5]

Ultrazvukové průtokoměry se používají pro měření objemového průtoku tekutiny v potrubí ultrazvukového vlnění. První typ měřidel využívá Dopplerova jevu, který vysílá ultrazvukové vlny s konstantní frekvencí do tekutiny a poté přijímá vlnění odražené od pevných částic. Objemový průtok tekutiny je poté úměrný rozdílu frekvencí vyslaného a přijatého vlnění. Druhým typem jsou průtokoměry založené na měření doby průchodu vlny médiem. Skládají se ze dvou párů vysílače a přijímače v řadě za sebou. Jeden vysílač vysílá ultrazvukové vlny po směru proudění a druhý směrem opačným. Rozdíl času je úměrný rychlosti proudění. Výhodou je bezkontaktnost (nízká tlaková ztráta) a fakt, že u těchto průtokoměrů nedochází k opotřebení, protože neobsahují volné části. Nevýhodou je měření při vyšších rychlostech [1, 6]. Ukázka ultrazvukového průtokoměru založeného na Dopplerově jevu je na Obrázku 3. Na Obrázku 4 je schéma ultrazvukového průtokoměru, u něhož se měří doba průchodu vlny médiem.



Obrázek 3: Princip dopplerovského průtokoměru [4]



Obrázek 4: Druhý typ ultrazvukového průtokoměru [4]

1.1.2 Tlaková difference

Většina existujících průtokoměrů je založena na měření rozdílu tlaku před a za primárním prvkem průtokoměru [6]. Základní skupinou těchto průtokoměrů jsou škrťací orgány, mezi které patří clona, dýza, Venturiho trubice, a další. Dále sem zařazujeme tzv. rychlostní sondy, do kterých řadíme průměrovací Pitotovu trubici, Prandtlovu trubici a plováčkové průtokoměry. Tlakové poměry v potrubí při proudění popisuje Bernoulliho rovnice:

$$p_{\text{celkový}} = p_{\text{statický}} + p_{\text{hydrostatický}} + p_{\text{dynamický}}, \quad (2)$$

kde $p_{\text{celkový}}$ (kPa) je celkový tlak, $p_{\text{statický}}$ (kPa) statický tlak, $p_{\text{hydrostatický}}$ (kPa) hydrostatický tlak a $p_{\text{dynamický}}$ (kPa) tlak dynamický.

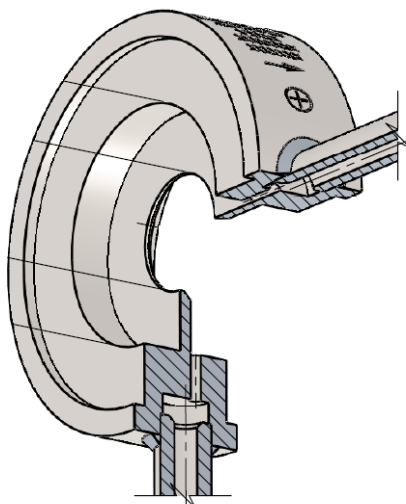
$$p_{\text{celkový}} = p_{\text{statický}} + h \cdot \rho \cdot g + \frac{1}{2} \rho \cdot v^2, \quad (3)$$

kde h (m) je výška kapaliny, ρ (kg/m^3) je hustota, g (m/s^2) je gravitační zrychlení a v (m/s) je rychlost proudění [2].

Škrťací členy

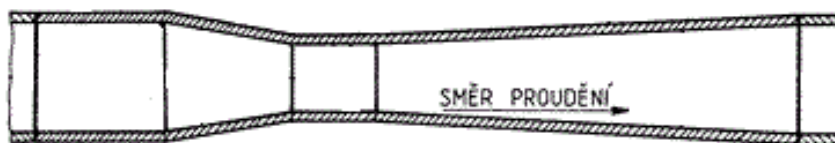
Clonu si můžeme představit jako plochou kovovou desku s otvorem, která je vložena do potrubí. Průměr škrťacího otvoru a jeho umístění závisí na typu měřené tekutiny. Statický tlak je měřen těsně před a za clonou. Clony dělíme na soustředné, excentrické a segmentové. Clonou lze měřit průtok většiny čistých tekutin. Jsou však náchylné vůči opotřebení, které může být způsobeno znečištěným médiem nebo médiem s částicemi. To

může ovlivnit tlakovou diferencí odpovídající určitému průtoku. Aby se dosáhlo požadovaných vlastností, musí být clona zabudována do přímého úseku potrubí s předem definovanými uklidňujícími úseky před a za clonou [2]. Schéma clony je na Obrázku 5.



Obrázek 5: Schéma clony [7]

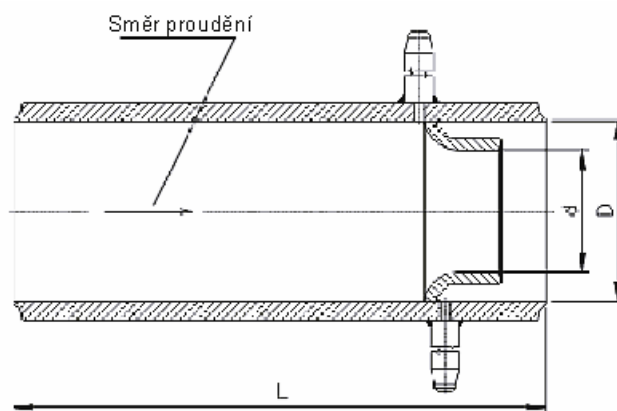
U Venturiho trubice je tekutina zrychlena v kuželovém konfuzoru, což vyvolává místní pokles statického tlaku (viz Bernoulliho rovnice). V následující části trubice, tzv. difuzoru, se tlak vrací téměř na úroveň tlaku před zúžením. Výhodou Venturiho trubice je menší tlaková ztráta než u clony a velká přesnost měření. Nevýhodou je poměrně vysoká cena a prostorové nároky, proto se Venturiho trubice využívá velmi málo. [4]. Na Obrázku 6 je znázorněno schéma Venturiho trubice.



Obrázek 6: Schéma Venturiho trubice [8]

Dýza se dá považovat za kompromis mezi clonou a Venturiho trubicí. Na rozdíl od Venturiho trubice neobsahuje difuzor. Dýzy umožňují měřit větší průtok než clony a také umožňují měřit průtok u tekutin, které obsahují větší pevné částice. Výhodou je cena, jelikož jsou levnější než Venturiho trubice, ale naopak jsou méně přesné, způsobují větší

tlakovou ztrátu a lze s nimi měřit pouze jednosměrně [2, 4]. Schéma dýzy je zobrazeno na Obrázku 7.



Obrázek 7: Schéma dýzy [9]

U metod založených na měření tlakové diference je důležité zohlednit jednosměrnost a dvousměrnost měření. V tomto projektu je měření objemového průtoku využíváno v medicínské oblasti, kde je důležitý nejen objemový průtok při expiriu, ale také objemový průtok plynu při inspiriu. Z tohoto důvodu musí být řešeno dvousměrné měření. Proto je důležité, že při měření pomocí clony a venturiho trubice, lze tyto průtokoměry upravit tak, aby bylo možné měřit objemový průtok v obou směrech. Úprava dýzy pro dvousměrné měření není z důvodu její konstrukce možná.

Rychlostní sondy

Průměrovací Pitotova trubice, je měřidlo, které se skládá z překážky, ve které jsou otvory otočené ústím proti směru proudění tekutiny, jenž jsou vystaveny proudění. Na přední straně je měřen stagnační tlak, na zadní statický tlak a jejich rozdíl je úměrný objemovému průtoku. Díky většímu počtu otvorů se získá více hodnot tlaku, které jsou posléze průměrovány, čímž se získá vyšší přesnost měření. Používá se především pro měření průtoku plynů nebo velmi čistých kapalin z důvodu možného zanesení otvorů trubice, kterými se tlak snímá. Na Obrázku 8 je zobrazeno schéma průměrovací trubice [11].

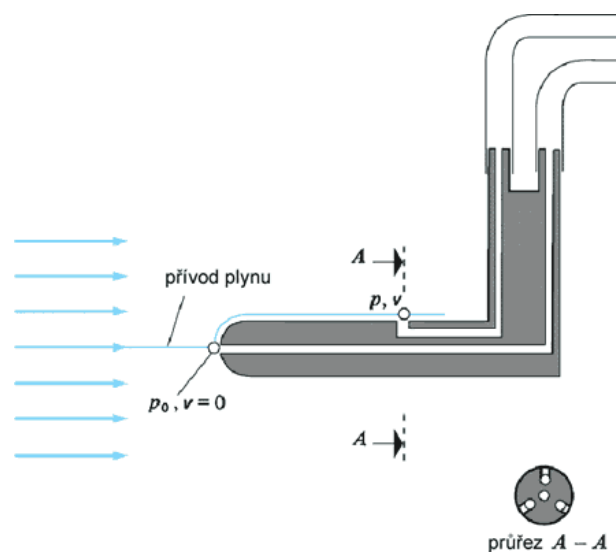


Obrázek 8: Schéma průměrovací trubice [11]

Prandtlůva trubice kombinuje Pitotovu trubici (na rozdíl od průměrovací trubice, obsahuje pouze jeden otvor) s trubicí pro měření statického tlaku, proto se zde kombinují shodné problémy. Z rozdílu stagnačního a statického tlaku, jenž se měří ve stejném místě, dostáváme dynamický tlak, který odpovídá objemovému průtoku. Objemový průtok lze vypočítat za předpokladu, že známe průřez použité trubice. Prandtlůva trubice je znázorněna na Obrázku 9. Princip vychází z použití Bernoulliho rovnice [15]:

$$v = \sqrt{\frac{2 \cdot (p_{stag} - p_{statický})}{\rho}} \quad (3)$$

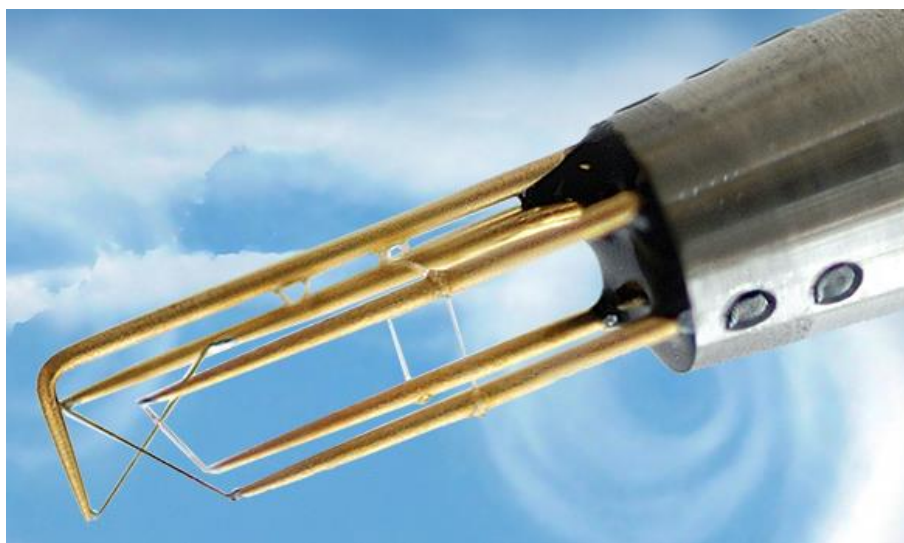
kde v (m/s) je rychlost proudění tekutiny, ρ (kg/m³) je hustota tekutiny, p_{stag} (kPa) je stagnační tlak a $p_{statický}$ (kPa) je tlak statický.



Obrázek 9: Schéma Prandtlůvy trubice [12]

1.1.3 Ostatní

Termoelektrický anemometr je anemometr s malým vyhřívaným drátkem (několik μm), který je zahříván pomocí elektrického proudu na určitou teplotu. Médium proudící v potrubí tento drátek ochlazuje. Z elektrotechnických znalostí víme, že odpor drátku je závislý na změně jeho teploty (používá se wolfram nebo platina). Proto hodnoty objemového průtoku můžeme získat ze vztahu mezi odporem drátku a rychlostí tekutiny. Tato metoda se dá rozdělit dle toho, jestli zachováváme konstantní hodnotu odporu, napětí či proudu. Výstupní napětí je tedy výsledkem snahy anemometru udržet tuto veličinu konstantní. Termoelektrické anemometry mají extrémně vysokou frekvenční odezvu a jemné prostorové rozlišení v porovnání s jinými metodami měření, a jako takové jsou téměř univerzálně použitelné pro detailní studium turbulentního proudění nebo jakýkoli tok, ve kterém nás zajímají rychlé výkyvy objemového průtoku. Průmyslová verze anemometru používá dva, či více hrotů. Tyto hroty obsahují jemné drátky, což je činí více odolnějšími a schopnými přesně měřit plyny a průtok v potrubí [13]. Termoelektrický anemometr je na Obrázku 10.



Obrázek 10: Termoelektrický anemometr [14]

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je navržení prototypu průměrovací Pitotovy trubice, uzpůsobené k měření dechového objemu při umělé plicní ventilaci ve vhodném programu a jeho následná realizace pomocí 3D tiskárny. Následně navrhnout způsob kalibrace průměrovací Pitotovy trubice, který by maximálně eliminoval chybu měření. Dále proměřit vlastnosti prototypu a ty poté porovnat se senzorem respiračního monitoru SLE 2100 pro dospělé pacienty. Mezi proměřované a porovnávané vlastnosti patří tlakový úbytek, průtočný odpor a vypočítaná přesnost měření. Přesnost měření bude porovnávat nejen se senzorem respiračního monitoru SLE 2100, ale i s původním prototypem realizovaným v předmětu Semestrální projekt. Přesnost prototypu bude měřena pomocí kalibrační stříkačky o daném objemu a za pomoci dvou plicních ventilátorů.

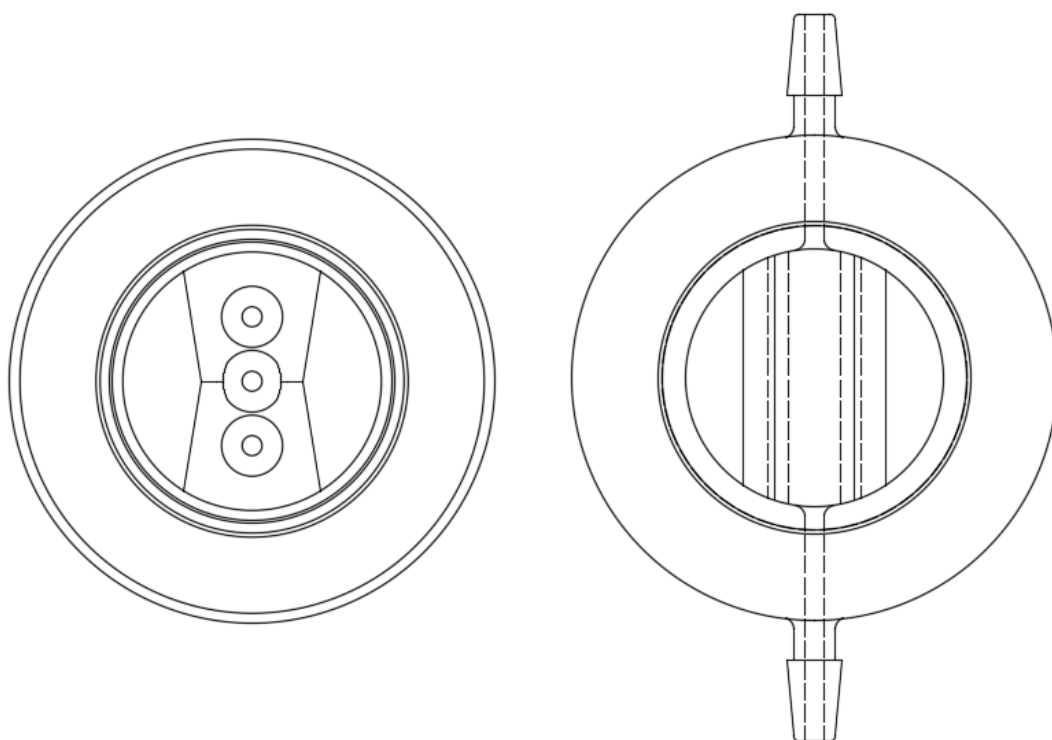
2 Metody

2.1 Návrh prototypu

Senzor založený na Pitotově průměrovací trubici splňuje hlavní požadavky pro měření objemového průtoku plynů. Hlavními požadavky na senzor je schopnost měřit průtok v obou směrech, přesnost měření, malý tlakový úbytek a nízká pořizovací cena.

Program, v němž je uskutečňován návrh senzoru, byl vybrán na základě jeho dostupnosti, požadavku jednoduché ovladatelnosti a možnosti převést výsledek do formátu *.stl*, který může být dále využit pro tisk ve 3D tiskárně. Těmto požadavkům vyhovoval software Autodesk Inventor Professional 2016 (Autodesk, Mill Valley, USA).

Při optimalizaci prototypu jsem vycházel z realizovaného prototypu, který byl vyroben a proměřen v rámci předmětu Semestrální projekt. Optimalizace byla prováděna zejména z důvodu eliminace zanášení prototypu nečistotami, zlepšení přesnosti měření a snížení průtočného odporu. Zanášení prototypu by mělo být vyřešeno předěláním původního senzoru, jenž obsahoval dutiny s otvory ve směru proudění, kde byly tyto dutiny nahrazeny žlábkami, u nichž je problém se zanášením nečistotami značně eliminován. Úprava senzoru je ilustrována na Obrázku 11.



Obrázek 11: Porovnání původního (vlevo) a nového (vpravo) prototypu

Prototyp senzoru průtokoměru byl optimalizován pomocí simulačního softwaru Cmsol Multiphysics (Cmsol, Stockholm, Švédsko), kdy pomocí tohoto softwaru byla sledována hodnota tlakové diference p_{diff} (kPa) na překážce a tlakový úbytek $p_{úbytek}$ (kPa) po celé délce prototypu. Pro optimalizaci prototypu byly především měněny parametry žlábků, tedy jeho šířka a hloubka, velikosti překážky, jejího zkosení a zaoblení vývodů ze žlábků. Celkově bylo pomocí softwaru Cmsol Multiphysics prosimulováno 11 návrhů prototypu, jež obsahují jednotlivé zmíněné úpravy. Z těchto 11 návrhů byly vybrány 4, které byly následně vzájemně zkombinovány za vzniku 8 nových návrhů, ze kterých byl vybrán jeden výsledný návrh prototypu, který je popsán v další části této kapitoly.

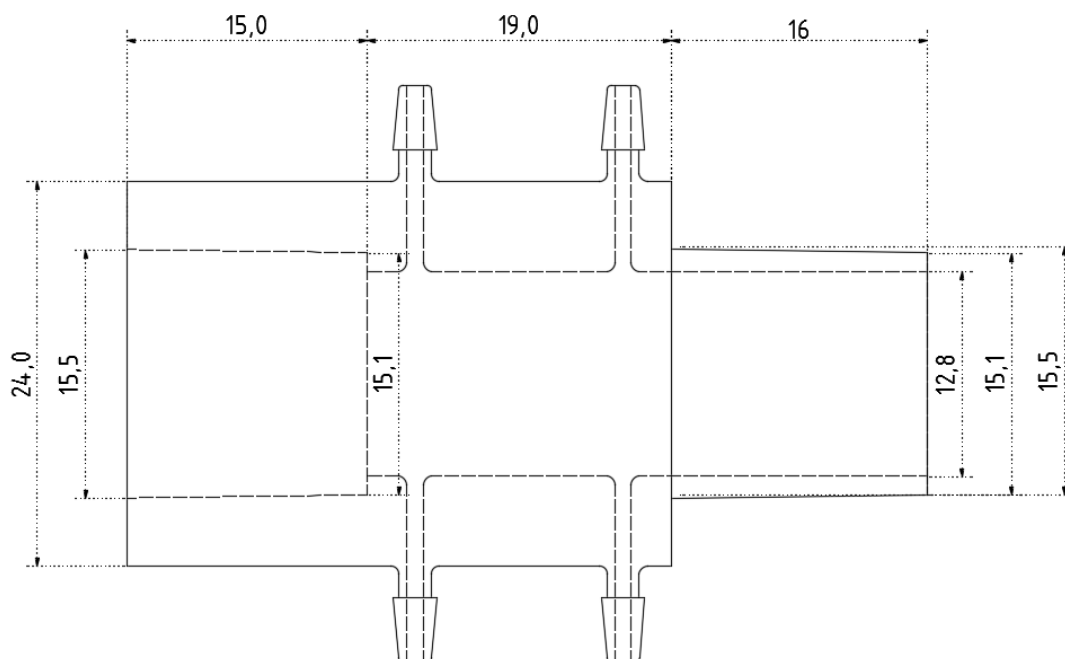
Rozměry a parametry zástrčky a zásuvky mnou navrhovaného senzoru vycházejí z požadavku dokumentu ČSN EN ISO 5356–1 [16]. Kuželovitost zásuvky a zástrčky byla vypočtena pomocí rovnice [17]:

$$\frac{1}{K} = \frac{D-d}{L}, \quad (4)$$

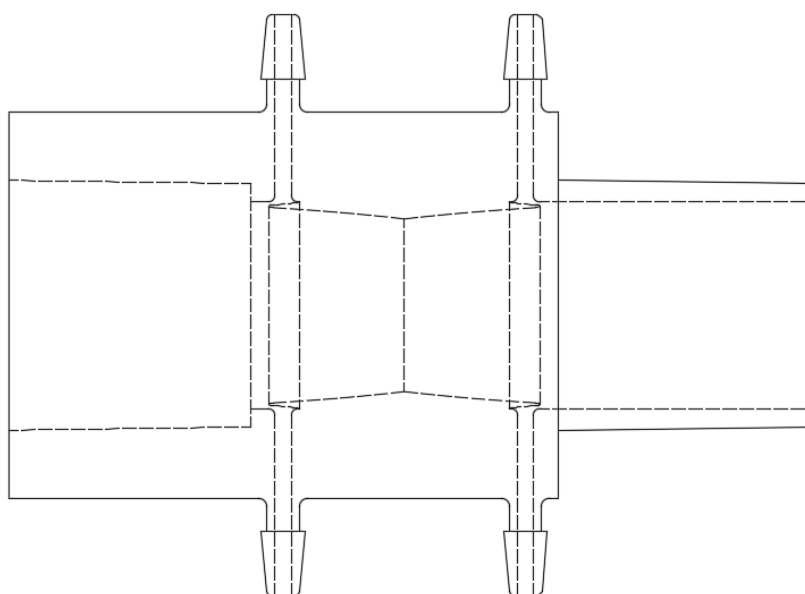
kde K (-) je kuželovitost, D (m) je průměr větší základny, d (m) je průměr menší základny a L (m) je vzdálenost mezi podstavami kužele. V rovnici (5) se nachází upravená rovnice z rovnice (4). Ve vzorci byly přepsány veličiny tak, aby odpovídaly kótovaným hodnotám z Obrázku 12.

$$\frac{1}{K} = \frac{15,5 - 15,1}{16,0}, \quad (5)$$

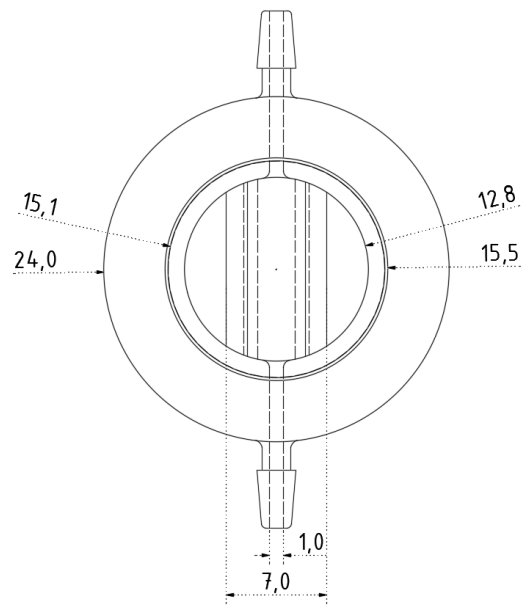
Návrhy vytvořené v softwaru Autodesk Inventor Professional 2016 jsou zobrazeny na Obrázcích 12–20. V tabulkách 1–3 jsou uvedeny optimalizované rozměry návrhů prototypu zaneseného v Obrázcích 12–20. Kóty v obrázcích označené písmeny, představují rozměry, které se pro jednotlivé návrhy optimalizovaly. Kóty značené hodnotou, představují pevně dané rozměry pro všechny navržené prototypy v jednotce milimetry (mm).



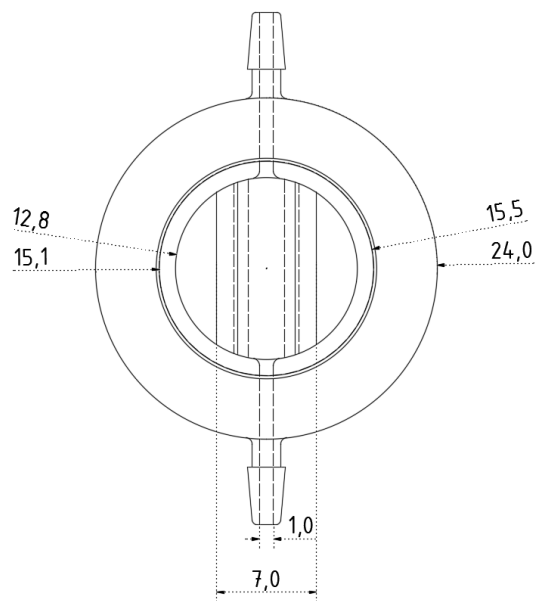
Obrázek 12: Kótované schéma prototypu z boku, bez překážky



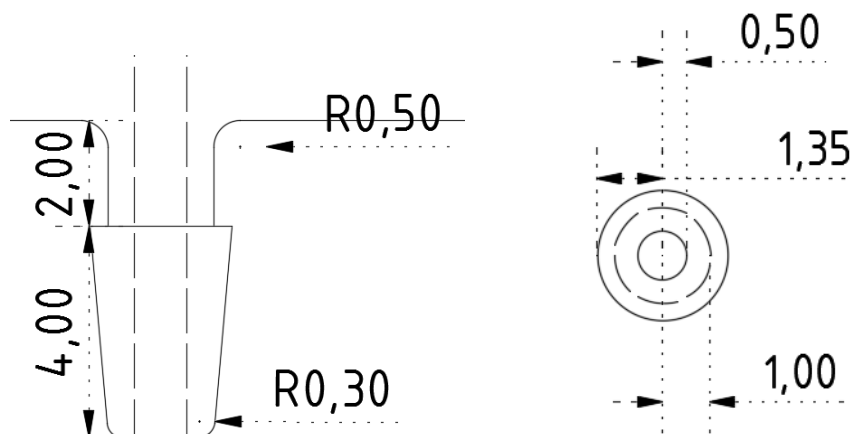
Obrázek 13: Schéma prototypu při pohledu z boku – viditelná překážka



Obrázek 14: Kótované schéma prototypu při pohledu zleva – zásuvka

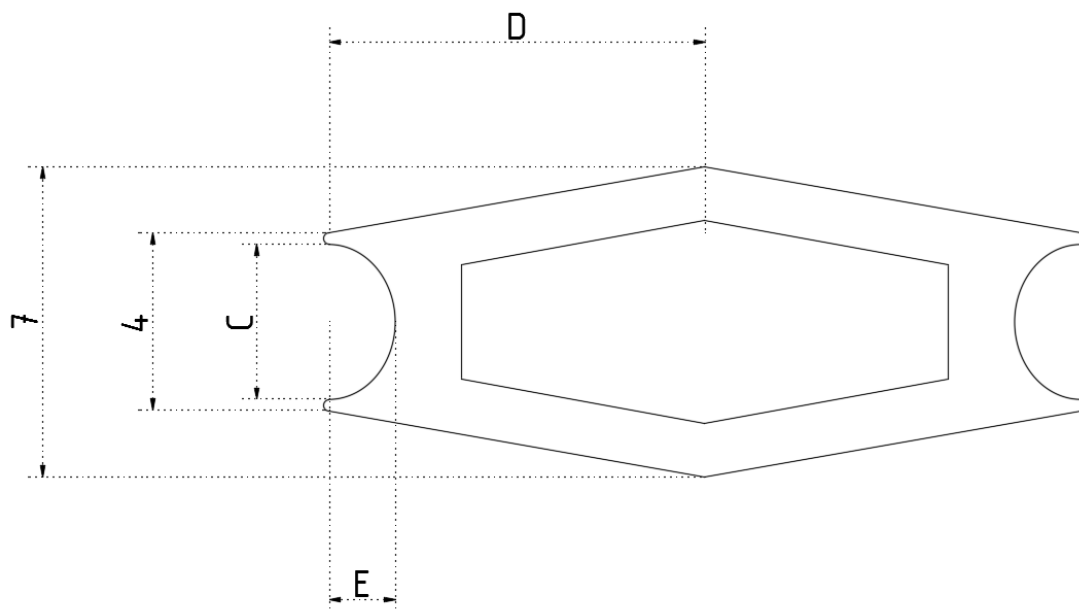


Obrázek 15: Kótované schéma prototypu při pohledu zprava – zástrčka



Obrázek 16: Kótované schéma trnu při pohledu z boku a ze shora

Na následujícím Obrázku 17 jsou zobrazeny zakótované rozměry a hodnoty překážky, které se pro jednotlivé návrhy senzoru měnily. Měněné rozměry jsou značeny velkými písmeny. Rozměr C, který představuje šířku žlábků byl měněn u Senzoru_2.0.3 a Senzoru_2.0.6. U jediného Senzoru_1.0 byl oproti ostatním změněn rozměr D, představující délku překážky. Rozměr E, představující hloubku žlábků byl měněn u Senzoru_2.0.1, Senzoru_2.0.4 a Senzoru_2.0.5. Přesné hodnoty měněných rozměrů jsou uvedeny v Tabulce 1. Posledním měněným parametrem byl tvar žlábků, který byl měněn u Senzoru_2.0.2 a Senzoru_2.0.7, viz Obrázky 18 a 19.



Obrázek 17: Kótované schéma překážky ze shora

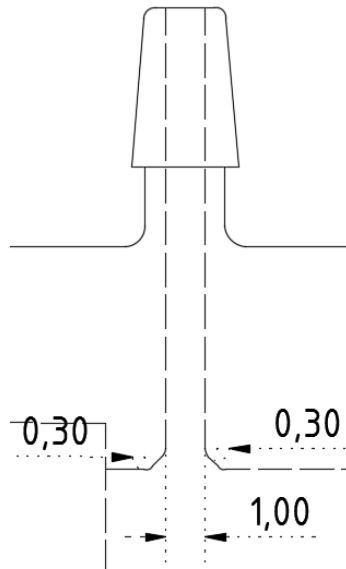
Tabulka 1: Rozměry překážky návrhů prototypu

Rozměr	C (mm)	D (mm)	E (mm)
Senzor_1.0	3,00	5,00	2,00
Senzor_2.0	3,00	8,50	2,00
Senzor_2.0.1	3,00	8,50	1,75
Senzor_2.0.2	3,00	8,50	2,00
Senzor_2.0.3	2,50	8,50	2,00
Senzor_2.0.4	3,00	8,50	2,50
Senzor_2.0.5	3,00	8,50	1,50
Senzor_2.0.6	3,50	8,50	2,00
Senzor_2.0.7	3,00	8,50	2,00

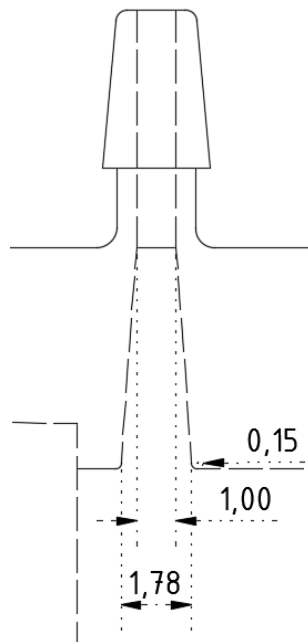
V Tabulce 2 se nachází rozměry překážky 8 nových návrhů prototypu, vzniklých ze 4 vybraných návrhů prototypu z Tabulky 1 s nejvyšší tlakovou diferencí p_{diff} (kPa) a co nejnižším tlakovým úbytkem $p_{úbytek}$ (kPa). Jedná se o obdobně měněné rozměry překážky, jež jsou vypsány v Tabulce 1. Kromě těchto rozměrů byl měněn také tvar vývodu, viz Obrázek 18 a 19. Tvar vývodů byl měněn u Senzoru_3.0.1, Senzoru_3.0.2, Senzoru_3.0.5 a Senzoru_3.0.6.

Tabulka 2: Rozměry překážky 8 zkombinovaných návrhů prototypů z Tabulky 1

Rozměr	C (mm)	D (mm)	E (mm)
Senzor_3.0.1	3,50	8,50	1,75
Senzor_3.0.2	3,50	8,50	1,50
Senzor_3.0.3	3,50	8,50	1,50
Senzor_3.0.4	3,50	8,50	1,75
Senzor_3.0.5	3,00	8,50	1,75
Senzor_3.0.6	3,00	8,50	1,50
Senzor_3.0.7	3,00	8,50	1,50
Senzor_3.0.8	3,00	8,50	1,75

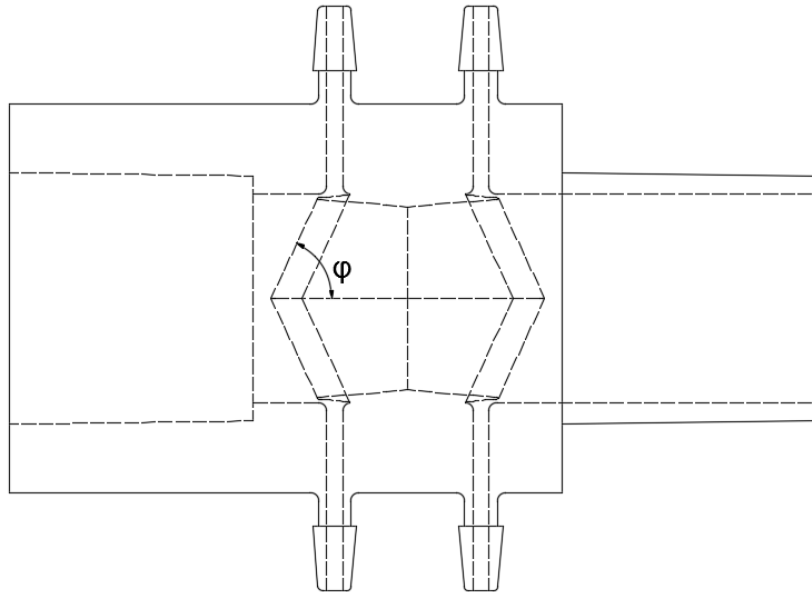


Obrázek 18: Kótované schéma vývodu Senzoru_2.0.2



Obrázek 19: Kótované schéma vývodu Senzoru_2.0.7

Poslední dva návrhy, tedy Senzor_2.1 a Senzor_2.2, se od předchozích návrhů liší ve zkosení překážky, které je ilustrováno na Obrázku 20. Předchozí návrhy měly překážku nezkosenou, tedy přímou, viz Obrázek 12. V Tabulce 3 jsou uvedeny hodnoty úhlu zkosení překážky pro Senzor_2.1 a Senzor_2.2.



Obrázek 20: Schéma pro Senzor_2.1 a Senzor_2.2

Tabulka 3: Rozměry pro Senzor_2.1 a Senzor_2.2

Rozměr	φ (°)
Senzor_2.1	65
Senzor_2.2	81

2.2 Výroba prototypu

Po dokončení návrhu bylo nutné soubor s vybraným návrhem uložit ve formátu *.stl*, z důvodu zajištění kompatibility s 3D tiskárnou. K vytištění prototypu byla použita 3D tiskárna umístěná na FEL ČVUT na pracovišti pro rychlou výrobu prototypových dílů. Jedná se o 3D tiskárnu HD3000 řady ProJetM (3D Systems, Valencia, USA) disponující technologií MJM (Multi Jet Modeling). Pro tisk prototypu byl zvolen mód tisku UHD, u kterého je velikost pracovní plochy 127x178x152 mm a rozlišení 656x656x800 DPI (osa X x osa Y x osa Z) a minimální tloušťka jedné vrstvy je 0,016 mm. Přesnost tisku závisí na geometrii a velikosti modelu, pohybuje se v rozmezí 0,05–0,025 mm. Materiál byl zvolen dle jeho dostupnosti na pracovišti s 3D tiskárnou, použit byl materiál VisiJet R na bázi akrylátu.

2.3 Měření

Při měření prototypu jsem jej nejdříve zkalibroval, změřil tlakový úbytek $p_{\text{úbytek}}$ a poté jsem vypočítal jeho průtočný odpor R (kPa·s/l). Tlakový úbytek a z něj vypočítaný průtočný odpor byl naměřen také pro senzor respiračního monitoru SLE 2100. Hodnoty tlakového úbytku i průtočného odporu prototypu a senzoru respiračního monitoru SLE 2100 spolu byly následně porovnány. Poté byla vypočtena přesnost prototypu a srovnána se senzorem respiračního monitoru SLE 2100 pro dospělé pacienty a prototypem ze Semestrálního projektu. K dalšímu porovnání prototypu se senzorem respiračního monitoru SLE 2100 byl použit konvenční plicní ventilátor Avea (BD, New Jersey, USA), v režimu objemově řízené ventilace (VCV) a vysokofrekvenční oscilační ventilátor 3100B (BD, New Jersey, USA). Naměřené hodnoty byly zpracovány pomocí softwaru Matlab R2014a (MathWorks, Inc, USA).

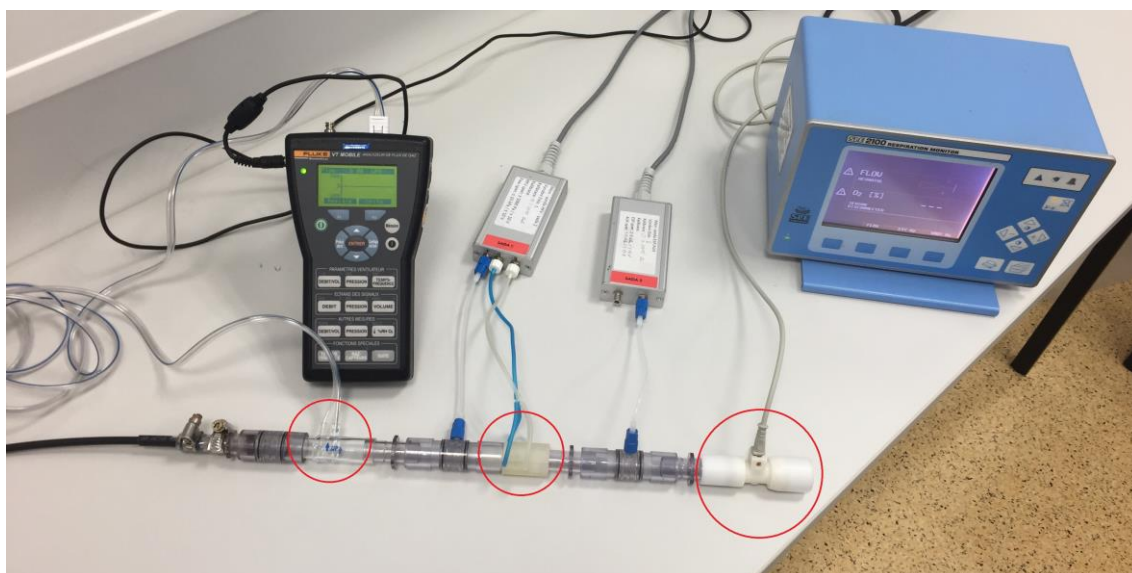
Respirační monitor SLE 2100 pro dospělé pacienty používá senzor objemového průtoku plynu na principu vyhřívání drátu. Jedná se o jeden z mála respiračních monitorů používaných při vysokofrekvenční ventilaci.

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV) patří mezi nekonvenční typ umělé plicní ventilace (UPV). Tato metoda snižuje riziko poškození plic, tím že se používají malé dechové objemy o vysoké frekvenci. Díky malým dechovým objemům a velké frekvenci dochází jen k malým výkyvům tlaků a objemů v dýchacích cestách. Typické hodnoty pro zmíněné parametry jsou dechový objem $V_t = 2 \text{ ml/kg}$ a frekvence dechů f (Hz) se pohybuje v rozmezí 4–15 Hz, přičemž 1 Hz odpovídá 60 dechovým cyklům za minutu, z čehož plyne, že u horní hranice frekvence probíhá okolo 900 dechových cyklů za minutu. HFOV se používá jako záchranná terapie u dospělých pacientů trpících akutním selháním plic, kteří nereagují na konvenční UPV [18]. Na použitém vysokofrekvenčním ventilátoru lze nastavit parametry frekvence dechů f_d (BPM), amplituda oscilačních kmitů Δp (cm H₂O), poměr inspiria a expiria (%) a střední tlak v dýchacích cestách p_{aw} (cm H₂O).

2.3.1 Kalibrace prototypu, tlakový úbytek a výpočet odporu

Ke zkalibrování vyrobeného prototypu jsem použil klasickou průtočnou kalibraci, kdy jsem do měřicí soustavy přiváděl dané množství plynu. Jednalo se o vzduch s běžným složením. Vzduch o známé hodnotě průtoku q (l/min) byl přiváděn do soustavy. Na konec měřicí soustavy byl přidán pneumatický odpor, aby nebyla soustava otevřena do atmosféry, čímž by se tato soustava měla přiblížit reálné situaci. Při sestavování kalibrační soustavy byl brán ohled na to, aby použité spojky mezi měřícími součástkami, tedy referenční clonou, prototypem a senzorem SLE 2100 byly vždy rozměrově stejné, aby nedošlo k ovlivnění délky nebo tloušťky potrubí a tím nedošlo k zanesení chyby do kalibrace.

Ke kalibraci prototypu a měření tlakového úbytku bylo třeba nejdříve sestavit měřící soustavu. Tato soustava je zaznamenána na Obrázku 21. Soustava se skládala z přívodu plynu, který byl zapojen k redukčnímu ventilu, kterým je možno měnit tlak vzduchu v potrubí. Následoval škrťací ventil, jímž jsem měnil průtok vzduchu. Za škrťací ventil byla pomocí spojky napojena referenční clonka měřící nastavený průtok. Tento průtok byl zobrazen na přístroji Fluke VT Mobile (Fluke, Washington, USA). Přes další spojku, ve které byl výstup pro měření statického tlaku, byl napojen prototyp senzoru. Na prototypu jsem měřil tlak před a za překážkou. Za prototypem se nacházela další spojka, obsahující rovněž výstup pro měření statického tlaku, na kterou byla napojena poslední část soustavy, a to konkrétně senzor SLE 2100, který sloužil k následnému srovnání hodnot s prototypem. Senzor SLE 2100 představoval také pneumatický odpor, jenž soustavu uzavíral tak, aby nebyla otevřena do atmosféry, z důvodu přiblížení se reálné situaci.



Obrázek 21: Zapojení soustavy při kalibraci, zleva – referenční clonka, prototyp, senzor SLE 2100

Při kalibraci a měření tlakového úbytku bylo postupováno tak, že jsem si nastavil průtok plynu a změřil jsem hodnoty tlaku před prototypem $p_{před}$ (kPa), za prototypem p_{za} (kPa) a tlakovou diferenci na překážce prototypu p_{diff} . Po odečtení tlaku za prototypem p_{za} od tlaku před prototypem $p_{před}$ byly získány hodnoty tlakového úbytku $p_{úbytek}$. Tlakový úbytek $p_{úbytek}$ senzoru SLE 2100 představuje pouze hodnota tlaku p_{za} , která je měřena před senzorem SLE 2100 a tlak za tímto senzorem je brán jako nulový, protože je soustava otevřena do atmosféry. Kalibrace a měření tlakového úbytku prototypu bylo provedeno pro hodnoty průtoku plynu q od 0 l/min do 100 l/min. V rozsahu od 0 l/min do 30 l/min bylo postupováno s krokem 5 l/min, z důvodu nižší tlakové diference p_{diff} . V rozsahu od 30 l/min do 100 l/min bylo postupováno s krokem 10 l/min. Oproti původnímu prototypu

musela být horní hranice velikosti průtoku snížena ze 150 l/min na 100 l/min, jelikož při velikosti průtoku větší než 100 l/min byla tlaková diference větší, než je rozsah dostupných tlakových převodníků. Pro měření tlaků byl použit přístroj iMon určený na měření vysokofrekvenční ventilace, vyrobený na FBMI [19]. Veškeré měření bylo prováděno v obou směrech, kladný směr průtoku bylo inspirium a záporný směr průtoku exspirium.

Pro vynesení kalibrační křivky prototypu byla použita rovnice:

$$q = x \cdot p_{diff}^y, \quad (6)$$

kde q (l/min) je průtok, x a y jsou konstanty zjištěné při kalibraci a p_{diff} (kPa) je tlaková diference.

Pro vynesení křivky vypočteného průtočného odporu prototypu byla použita rovnice:

$$p_{úbytek} = R \cdot q \quad (7)$$

Z důvodu nelineárního průběhu funkce průtočného odporu, jsem jej vypočítal jako funkci průtoku, dle následující rovnice:

$$R = a \cdot q^b, \quad (8)$$

kde R (kPa·s/l) je průtočný odpor, a a b jsou konstanty zjištěné při měření tlakového úbytku a q (l/min) je průtok.

2.3.2 Přesnost prototypu, SLE 2100 a původního návrhu senzoru s kalibrační stříkačkou

Soustava použitá k určení přesnosti prototypu sestávala z testovaného prototypu, senzoru ventilačního monitoru SLE 2100 a 3litrové kalibrační stříkačky. Na Obrázku 22 je zobrazena 3litrová kalibrační stříkačka.



Obrázek 22: 3litrová kalibrační stříkačka

Při měření přesnosti byl postup takový, že se na 3litrovou kalibrační stříkačku připojil prototyp a SLE 2100. Nejdříve byl objem stříkačky nastaven na 3 litry. Zvoleny byly dvě různé frekvence dýchání touto stříkačkou a měření bylo provedeno po dobu 60 sekund. Monitor SLE 2100 při tomto nastavení 3 litrů nezobrazoval žádné hodnoty, jelikož tento objem nebyl schopen při minutovém dýchání zaznamenat. Následně bylo toto měření opakováno, byla ovšem změněna velikost objemu kalibrační stříkačky ze 3 l na 100 ml a zvolena byla pouze jedna frekvence dýchání, protože při takto malém objemu bylo obtížné kalibrační stříkačkou dýchat různými rychlostmi. Při tomto nastavení respirační monitor SLE 2100 zaznamenal hodnoty minutové ventilace a frekvence dýchání. Z těchto hodnot byl dopočítán dechový objem pomocí následující rovnice, který je typický pro výpočet dechového objemu při HFOV:

$$V_t = \sqrt{\frac{MV}{f}}, \quad (9)$$

kde V_t (l) je objem, MV (l/min) je minutová ventilace a f_d (BPM) je dechová frekvence.

Pro každé nastavení objemu kalibrační stříkačky jsem naměřil hodnoty tlakové difference p_{diff} . Hodnoty objemového průtoku byly z tlakové difference p_{diff} vypočteny pomocí rovnice (6). Při výpočtu dechového objemu jsem postupoval tak, že jsem změřil tlakovou diferencii p_{diff} při simulovaných dechových cyklech pomocí 3litrové kalibrační stříkačky. Z důvodu vzniklého šumu v datech s hodnotami p_{diff} bylo nutno tento šum odfiltrovat. Odfiltrování šumu bylo provedeno podvzorkováním, byla tedy změněna vzorkovací frekvence f_v (Hz) tak, že bylo počítáno pouze s každou desátou hodnotou, původní vzorkovací frekvence f_v byla 1000 Hz Tyto hodnoty jsem si následně rozdělil na hodnoty při inspiriu a expiriu. Dále jsem tyto hodnoty vložil do rovnice (6) kalibrační přímky dle rovnice (6), čímž jsem vypočítal průtok q . Vypočtené hodnoty průtoku zintegruji a přenásobím vzorkovací periodou T_v (s), kterou vypočítám ze vzorkovací frekvence dle rovnice (9), abych získal objem V (l). Nakonec hodnotu objemu V vydělím počtem dechových cyklů a vyjde mi průměrná hodnota dechového objemu V_t při jednom inspiriu či expiriu.

$$T_v = \frac{1}{f_v}. \quad (10)$$

V rovnici (10) je T_v (s) vzorkovací perioda a f_v (Hz) vzorkovací frekvence. Pro zjištění přesnosti prototypu jsem vypočítal absolutní a relativní chybu.

Absolutní chyba se vypočte podle rovnice:

$$D_V = |V_N - V_R|, \quad (11)$$

kde D_V (l) je absolutní chyba, V_N (l) je naměřený objem a V_R (l) je referenční hodnota objemu nastavená na kalibrační stříkačce, $V_R = 3$ l nebo $V_R = 0,1$ l.

Relativní chyba se vypočte podle rovnice:

$$d_V = \frac{D_V}{V_R} \cdot 100, \quad (12)$$

kde d_V (%) je relativní chyba, D_V (l) je absolutní chyba a V_R (l) je referenční hodnota objemu nastavená na kalibrační stříkačce, $V_R = 3$ l nebo $V_R = 0,1$ l.

2.3.3 Přesnost prototypu a SLE 2100 s ventilátory

Pro další způsob porovnání prototypu se senzorem respiračního monitoru SLE 2100 pro dospělé pacienty byly použity dva ventilátory. Konkrétně se jednalo o plicní ventilátor Avea pro novorozence, děti a dospělé a vysokofrekvenční ventilátor 3100B. Na Obrázku 23 jsou vidět použité plicní ventilátory.



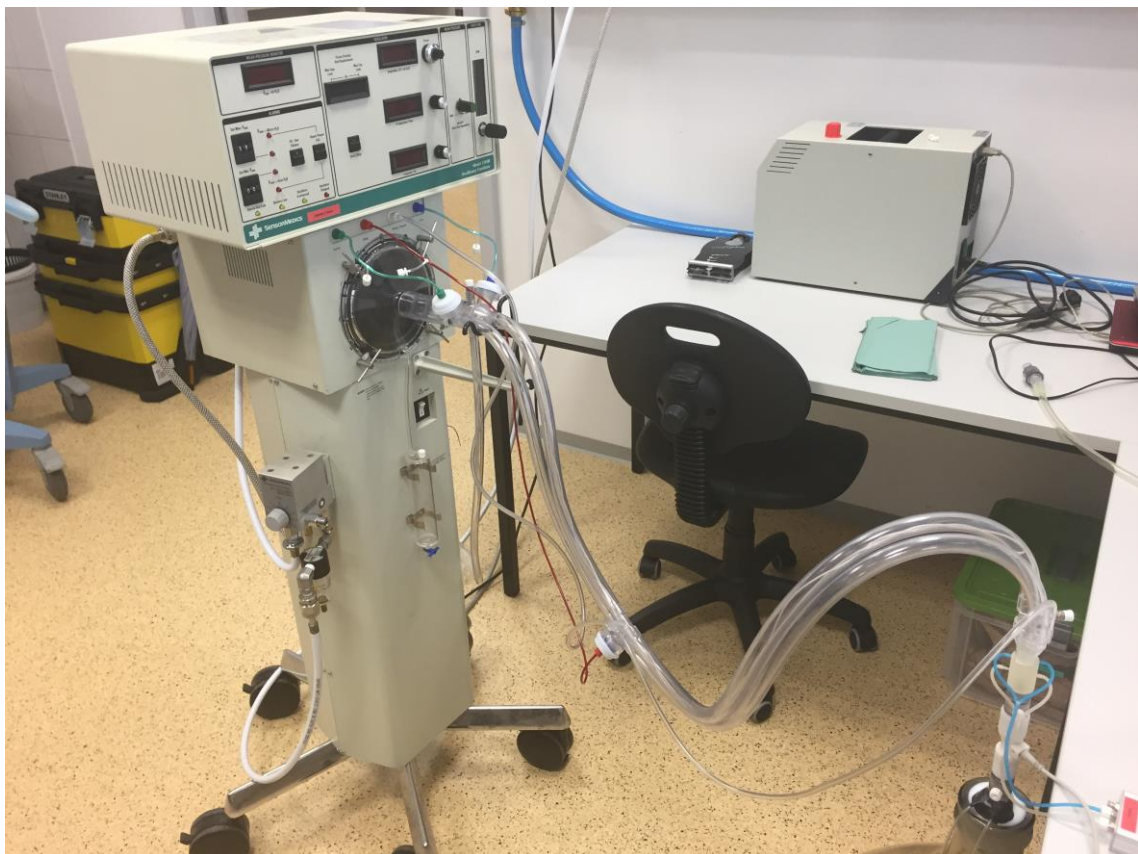
Obrázek 23: zleva – ventilátor Avea, ventilátor 3100B

Při prvním měření byla měřící soustava složena z plicního ventilátoru Avea, na kterém byla nastavena objemově řízená ventilace. K ventilátoru byl následně připojen prototyp, za nímž byla následně připojena 54 litrová skleněná nádoba, která sloužila jako model plic. Na plicním ventilátoru byla nastavena hodnota maximálního

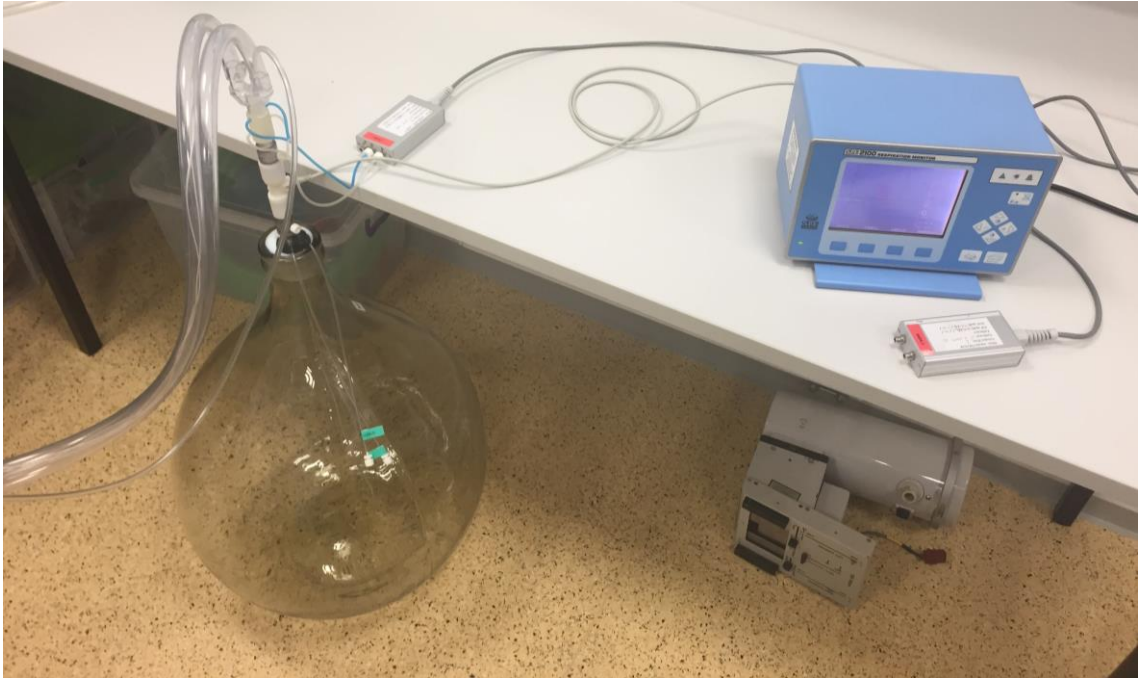
průtoku q_{max} (l/min) při inspiriu na 60 l/min a dechová frekvence f_d na 16 BPM. Proměřeny byly dechové objemy V_t 120 ml, 250 ml, 500 ml a 750 ml.

Při druhém měření byla soustava složena obdobně jako soustava při měření prvním, ovšem jako plicní ventilátor zde byl použit 3100B. A v soustavě se za prototypem nacházel i senzor SLE 2100. Nejdříve jsem na 3100B měnil hodnotu středního tlaku p_{aw} při konstantních hodnotách amplitudy tlakových oscilací Δp a poměru inspira a expira. Následně byly nastaveny jako konstantní střední tlak p_{aw} a amplituda oscilačních kmitů Δp , byla měněna hodnota frekvence oscilací f . Na závěr byl měněn poměr inspira a expira. Na Obrázku 24 a Obrázku 25 jsou vidět zapojené soustavy při měření objemově řízené a vysokofrekvenční ventilace.

Zaznamenaná data z měření s ventilátorem Avea byla zpracována stejným způsobem jako bylo postupováno při měření v kapitole 2.3.2. Data z měření s 3100B byla zpracována obdobným způsobem jako při měření v kapitole 2.3.2, rozdíl ve zpracování oproti původnímu postupu byl ten, že data nebyla podvzorkována z důvodu vysoké frekvence dechových cyklů.



Obrázek 24: Zapojení soustavy s ventilátorem 3100B



Obrázek 25: Zapojení soustavy s ventilátorem SensorMedics 3100B

3 Výsledky

3.1 Finální senzor

V Tabulkách 4–6 se nachází simulované hodnoty tlakové difference p_{diff} pro 11 navržených prototypů. Z těchto 11 návrhů byly vybrány pouze 4, které byly následně vzájemně zkombinovány. Hodnoty simulovaných tlakových diferencí pro tyto navržené prototypy jsou zaznamenány v Tabulkách 7 a 8. V softwaru Comsol Multiphysics byly provedeny simulace návrhů prototypu pouze pro hodnoty průtoku od 0 l/min do 150 l/min s krokem 30 l/min, z důvodu časové náročnosti jedné simulace, která trvala přibližně 90 minut.

Tabulka 4: Hodnoty tlakových diferencí návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlaková difference p_{diff} (kPa)			
	Senzor_1.0	Senzor_2.0	Senzor_2.0.1	Senzor_2.0.2
–				
30	0,110	0,073	0,102	0,102
60	0,442	0,388	0,395	0,271
90	1,017	0,877	0,897	0,850
120	1,760	1,405	1,492	1,392
150	2,058	2,386	–	1,594

Tabulka 5: Hodnoty tlakových diferencí návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlaková difference p_{diff} (kPa)			
	Senzor_2.0.3	Senzor_2.0.4	Senzor_2.0.5	Senzor_2.0.6
–				
30	0,094	0,102	0,103	0,102
60	0,393	0,387	0,384	0,331
90	0,697	0,666	0,694	0,745
120	1,387	1,212	1,459	1,483
150	1,536	1,464	1,875	1,076

Tabulka 6: Hodnota tlakových diferencí návrhů získaných ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlaková difference p_{diff} (kPa)		
	Senzor_2.0.7	Senzor_2.1	Senzor_2.2
–			
30	0,097	0,096	0,080
60	0,386	0,365	0,254
90	0,735	0,737	0,588
120	1,421	1,258	1,185
150	1,860	1,740	1,586

Tabulka 7: Hodnoty tlakových diferencí návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlaková diference p_{diff} (kPa)			
	Senzor_3.0.1	Senzor_3.0.2	Senzor_3.0.3	Senzor_3.0.4
–				
30	0,0988	0,0894	0,1029	0,0908
60	0,3439	0,3846	0,3301	0,3922
90	0,8610	0,7464	0,8915	0,8358
120	1,5524	1,4824	1,4824	1,2253
150	1,3269	1,8088	2,3125	2,1534

Tabulka 8: Hodnoty tlakových diferencí návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlaková diference p_{diff} (kPa)			
	Senzor_3.0.5	Senzor_3.0.6	Senzor_3.0.7	Senzor_3.0.8
–				
30	0,103	0,102	0,102	0,093
60	0,377	0,392	0,363	0,033
90	0,742	0,898	0,874	0,877
120	0,906	–	1,354	0,897
150	1,342	–	2,176	1,278

V Tabulkách 9–13 se nacházejí hodnoty tlakového úbytku pro návrhy prototypů. Tyto hodnoty byly získány při simulacích v Comsol Multiphysics.

Tabulka 9: Hodnoty tlakového úbytku návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlakový úbytek $p_{úbytek}$ (kPa)			
	Senzor_1.0	Senzor_2.0	Senzor_2.0.1	Senzor_2.0.2
–				
30	0,087	0,055	0,078	0,079
60	0,349	0,298	0,302	0,215
90	0,799	0,685	0,687	0,667
120	1,449	1,115	1,165	1,101
150	1,724	1,875	–	1,277

Tabulka 10: Hodnoty tlakového úbytku návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlakový úbytek $p_{úbytek}$ (kPa)			
	Senzor_2.0.3	Senzor_2.0.4	Senzor_2.0.5	Senzor_2.0.6
–				
30	0,072	0,078	0,079	0,078
60	0,301	0,299	0,299	0,252
90	0,552	0,527	0,555	0,589
120	1,107	0,969	1,159	1,167
150	1,230	1,171	1,505	0,868

Tabulka 11: Hodnota tlakového úbytku návrhů získaných ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlakový úbytek $p_{\text{úbytek}}$ (kPa)		
	Senzor_2.0.7	Senzor_2.1	Senzor_2.2
–			
30	0,075	0,072	0,058
60	0,296	0,276	0,188
90	0,580	0,568	0,440
120	1,121	0,968	0,880
150	1,484	1,359	1,189

Tabulka 12: Hodnoty tlakového úbytku návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlakový úbytek $p_{\text{úbytek}}$ (kPa)			
	Senzor_3.0.1	Senzor_3.0.2	Senzor_3.0.3	Senzor_3.0.4
–				
30	0,077	0,070	0,079	0,071
60	0,271	0,302	0,260	0,304
90	0,682	0,596	0,700	0,659
120	0,037	1,187	1,187	0,970
150	1,068	1,469	1,860	1,715

Tabulka 13: Hodnoty tlakového úbytku návrhů získané ze softwaru Comsol Multiphysics

průtok q (l/min)	tlakový úbytek $p_{\text{úbytek}}$ (kPa)			
	Senzor_3.0.5	Senzor_3.0.6	Senzor_3.0.7	Senzor_3.0.8
–				
30	0,078	0,079	0,077	0,070
60	0,290	0,304	0,286	0,235
90	0,592	0,704	0,676	0,681
120	0,726	–	1,083	0,721
150	1,088	–	1,719	1,080

Z výše zmíněných návrhů prototypu byl jako finální návrh vybrán Senzor_3.0.3, který byl následně vyroben. Nejdůležitějším faktorem při výběru byly hodnoty tlakové difference u nižších hodnot průtoku, tedy hodnota tlakové difference pro průtok o hodnotě 30 l/min z důvodu zajištění dostatečného odstupu signál šum. U vyšších hodnot průtoku byla tlaková difference dostatečně vysoká. Dalším faktorem ovlivňujícím výběr byla hodnota tlakového úbytku $p_{\text{úbytek}}$, čím menší je tato hodnota, tím lépe. Vytisklý finální prototyp Pitotovy průměrovací trubice je na Obrázku 27. V příloze se nachází zobrazení průběhu velikosti rychlosti proudění v řezech a také průběh tlaku pomocí kontur, viz Příloha B. Tyto obrázky byly pořízeny v prostředí Comsol Multiphysics.



Obrázek 26: Vyrobený prototyp Pitotovy průměrovací trubice

3.2 Měření

3.2.1 Kalibrace prototypu, tlakový úbytek a výpočet odporu

V Tabulkách 14 a 15 se nacházejí naměřené a vypočtené hodnoty při inspiriu a expiriu prototypu a také senzoru SLE 2100.

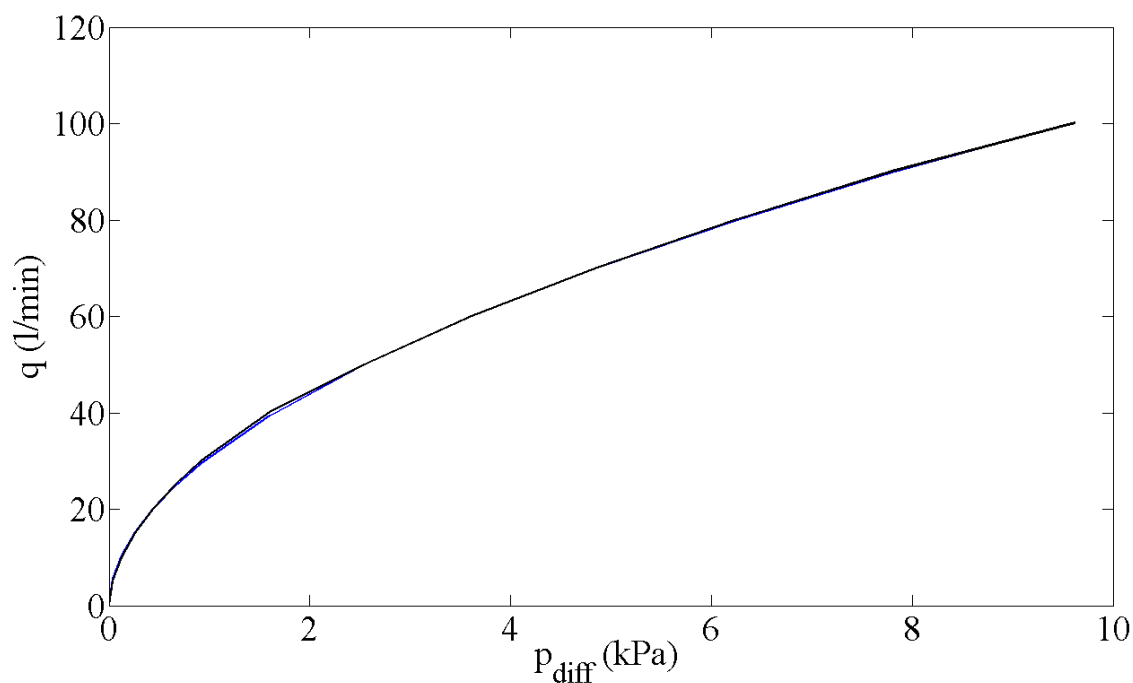
Tabulka 14: Naměřené a vypočtené hodnoty při inspiriu – Prototyp a SLE 2100

q (l/min)	prototyp		SLE 2100
	p_{diff} (kPa)	$p_{úbytek}$ (kPa)	$p_{úbytek}$ (kPa)
5,07	0,0379	0,0251	0,0000
10,03	0,1245	0,0291	0,0084
14,99	0,2582	0,0368	0,0193
20,05	0,4394	0,0487	0,0326
25,02	0,6589	0,0636	0,0483
30,07	0,9228	0,0814	0,0674
40,12	1,6014	0,1259	0,1157
50,04	2,5430	0,1906	0,1799
60,10	3,6105	0,2628	0,2527
70,20	4,8624	0,3494	0,3379
80,15	6,2575	0,4460	0,4306
90,10	7,7955	0,5465	0,5336
100,10	9,6207	0,6732	0,6489

Tabulka 15: Naměřené a vypočtené hodnoty při expiriu – Prototyp a SLE 2100

q (l/min)	prototyp		SLE 2100
	p_{diff} (kPa)	$p_{úbytek}$ (kPa)	$p_{úbytek}$ (kPa)
5,07	-0,0369	0,0311	0,0000
10,03	-0,1213	0,0381	0,0064
15,08	-0,2514	0,0481	0,0169
20,01	-0,4236	0,0607	0,0294
25,01	-0,6492	0,0763	0,0449
30,10	-0,9265	0,0961	0,0637
40,06	-1,5841	0,1401	0,1088
50,20	-2,4859	0,2015	0,1732
59,90	-3,4902	0,2683	0,2444
70,05	-4,6564	0,3446	0,3269
80,20	-5,9699	0,4297	0,4193
90,10	-7,4771	0,5242	0,5271
100,00	-9,1157	0,6307	0,6413

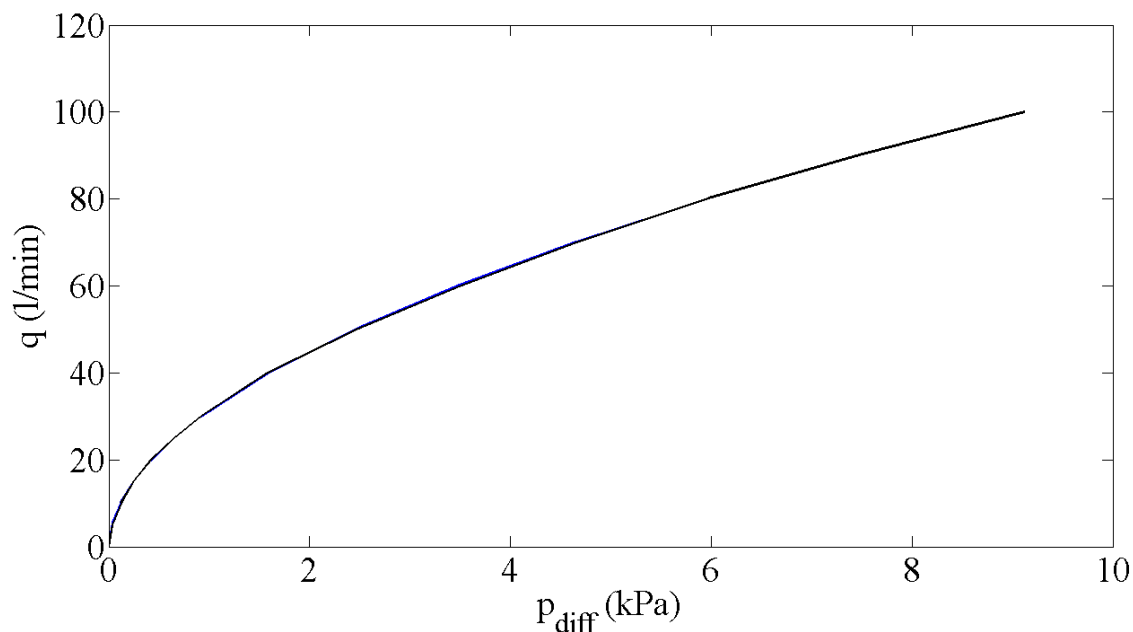
Na Grafech 1 a 2 se nachází kalibrační křivky při zapojení prototypu ve směru inspira a expira, jedná se o závislost tlakové diference p_{diff} na průtoku q . V příloze C se nachází Skript C1, kterým byla vypočtena rovnice pro průběh kalibrační křivky prototypu.



Graf 1: Kalibrační křivka pro inspirium, modrá = vypočtené hodnoty, černá = naměřené hodnoty

Rovnice kalibrační křivky pro inspirium:

$$q = 30,7873 \cdot p_{diff}^{0,5212}$$

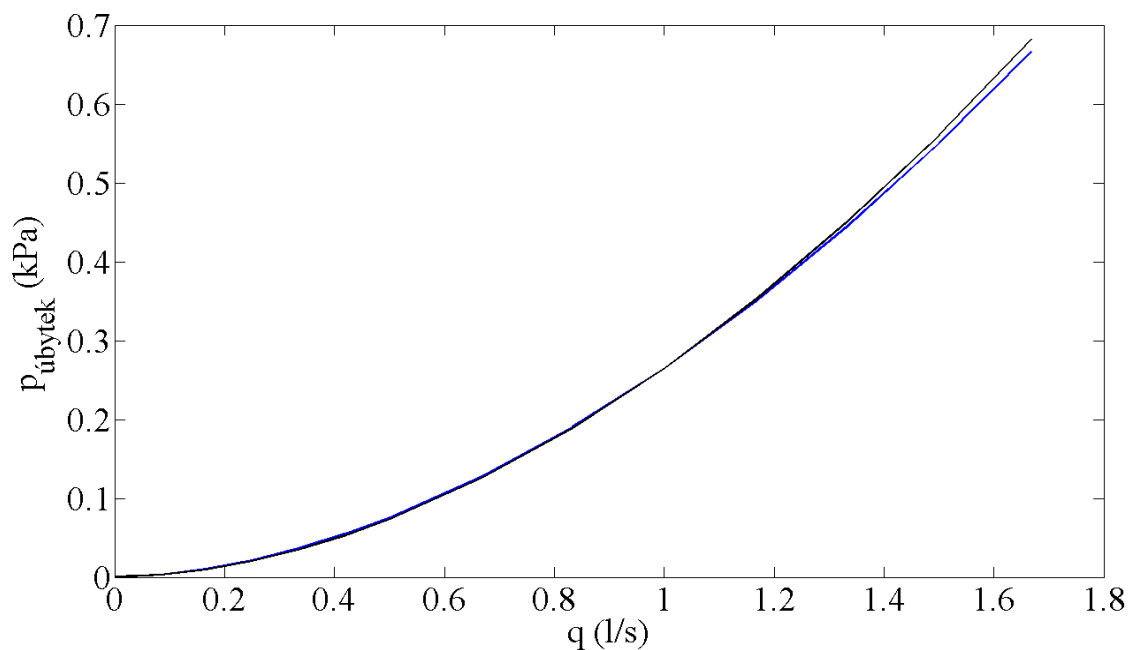


Graf 2: Kalibrační křivka 2 pro exspirium, modrá = vypočtené hodnoty, černá = naměřené hodnoty

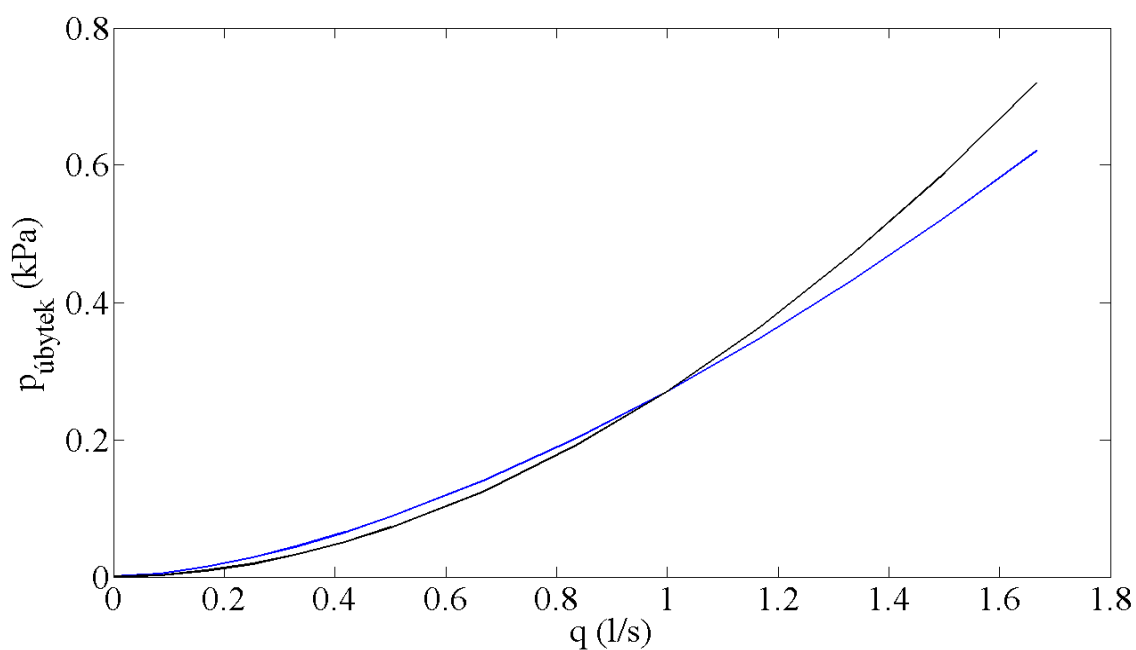
Rovnice kalibrační křivky pro expirium:

$$q = 31,2641 \cdot p_{diff}^{0,5261}$$

V Grafech 3 a 4 se nachází křivky vypočteného odporu u prototypu a senzoru SLE 2100, neboli závislost průtoku q na tlakovém úbytku $p_{\text{úbytek}}$. Modrá křivka představuje vypočtené hodnoty prototypu a černá křivka vypočtené hodnoty senzoru SLE 2100. V příloze C se nachází Skript C2, kterým byla vypočtena rovnice průběhu průtočného odporu R prototypu a senzoru SLE 2100.



Graf 3: Průběh průtočného odporu při inspiriu, modrá = vypočtené hodnoty prototypu, černá = vypočtené hodnoty SLE 2100



Graf 4: Průběh průtočného odporu při expiriu, modrá = vypočtené hodnoty prototypu, černá = vypočtené hodnoty SLE 2100

V Tabulce 16 se nacházejí hodnoty pro konstanty rovnic průběhů průtočného odporu při inspiriu pro prototyp i senzor SLE 2100 a v Tabulce 17 se nacházejí tyto hodnoty konstant při expiriu. Hodnoty konstant byly vypočteny dle rovnice (8).

Tabulka 16: Vypočtené hodnoty konstant rovnic průběhů průtočného odporu pro prototyp a SLE 2100 - inspirium

Senzor	konstanta	
	a	b
Prototyp	0,2645	0,8047
SLE 2100	0,2517	0,8503

Tabulka 17: Vypočtené hodnoty konstant rovnic průběhů průtočného odporu pro prototyp a SLE 2100 - expirium

Senzor	konstanta	
	a	b
Prototyp	0,2704	0,6280
SLE 2100	0,2410	0,9158

3.2.2 Přesnost prototypu, SLE 2100 a původního návrhu senzoru s kalibrační stříkačkou

V Tabulkách 18 a 19 jsou uvedeny vypočtené dechové objemy V_t při inspiriu a expiriu, absolutní chyba D_x a relativní chyba d_x . V uvedených tabulkách se zleva nachází hodnoty pro prototyp, senzor SLE 2100 a původní prototyp realizovaný v předmětu Semestrální projekt. V Příloze C se nachází Skript C3, který byl použit k výpočtu přesnosti prototypu.

Tabulka 18: Vypočtené hodnoty pro přesnost při inspiriu

Režim dýchání	Prototyp			Senzor SLE 2100			Původní prototyp		
	$V(l)$	$D_x(l)$	$d_x(\%)$	$V(l)$	$D_x(l)$	$d_x(\%)$	$V(l)$	$D_x(l)$	$d_x(\%)$
3 l pomale	2,801	0,199	6,63	–	–	–	3,497	0,497	16,6
3 l rychle	2,807	0,193	6,43	–	–	–	3,767	0,767	25,6
0,1 l	0,097	0,003	3,00	0,106	0,006	6,00	–	–	–

Tabulka 19: Vypočtené hodnoty pro přesnost při expiriu

Režim dýchání	Prototyp			Senzor SLE 2100			Původní prototyp		
	$V(l)$	$D_x(l)$	$d_x(\%)$	$V(l)$	$D_x(l)$	$d_x(\%)$	$V(l)$	$D_x(l)$	$d_x(\%)$
3 l pomale	2,920	0,080	2,67	–	–	–	2,849	0,151	5,0
3 l rychle	2,899	0,101	3,37	–	–	–	2,903	0,097	3,2
0,1 l	0,097	0,003	3,00	0,106	0,006	6,00	–	–	–

3.2.3 Přesnost prototypu a SLE 2100 s ventilátory

Při prvním měření byl použit ke zjištění přesnosti prototypu plicní ventilátor Avea, který byl nastaven na režim VCV. Při tomto měření byla nastavena konstantní hodnota *PEEP* na 4 cm H₂O, maximální průtok *q* na 60 l/min a dechová frekvence *f_d* na 16 BPM. Měněna byla hodnota dechových objemů *V_t*. Výsledky z tohoto měření se nachází v Tabulce 20. Pro výpočet přesnosti byl použit mírně pozměněný Skript C3, viz Přílohy C.

Tabulka 20: Vypočtené hodnoty pro přesnost při zapojení ventilátoru v režimu VCV

Nastavený dechový objem <i>V</i> (ml)	Inspirium			Exspirium		
	<i>V_t</i> (ml)	<i>D_x</i> (ml)	<i>d_x</i> (%)	<i>V_t</i> (ml)	<i>D_x</i> (ml)	<i>d_x</i> (%)
120	115,2	4,8	4,0	96,1	23,9	19,9
250	231,3	18,7	7,5	216,6	33,4	13,4
500	446,6	53,4	10,7	429,9	70,1	14,0
750	657,0	93,0	12,4	625,5	124,5	16,6

U druhého měření byl použit ke srovnání prototypu se senzorem SLE 2100 vysokofrekvenční oscilační plicní ventilátor 3100B. Na ventilátoru byla nejdříve nastavena konstantní hodnota amplitudy oscilačních kmitů Δp na 23 cm H₂O, poměr inspiria s expiriem na 50 % a frekvence dechových cyklů na 10 Hz. Měněna byla hodnota středních tlaků *p_{aw}*. Výsledky tohoto měření se nacházejí v Tabulce 21. Při dalším měření byly nastaveny konstantní hodnoty středního tlaku *p_{aw}* na 28 cm H₂O, amplituda oscilačních kmitů na 23 cm H₂O a poměr inspiria a expiria na 50 %. Měněna byla hodnota frekvence dechových cyklů. Při poslední změně frekvence dechových cyklů byl změněn také poměr inspiria a expiria na 33 %. Výsledky tohoto měření se nacházejí v Tabulce 22. Pro výpočet přesnosti byl použit mírně pozměněný Skript C3, viz Příloha C.

Tabulka 21: Vypočtené hodnoty přesnosti při zapojení s HFOV – 1. měření

Střední tlak <i>p_{aw}</i> (cm H ₂ O)	SLE 2100	Prototyp		
	<i>V_t</i> (ml)	<i>V_t</i> (ml)	<i>D_x</i> (ml)	<i>d_x</i> (%)
18,0	27,3	34,8	7,5	27,5
26,5	26,9	34,8	7,9	29,4
38,0	22,0	26,8	4,8	21,8

Tabulka 22: Vypočtené hodnoty přesnosti při zapojení s HFOV – 2. měření

Frekvence dechový cyklů <i>f_d</i> (BPM)	SLE 2100	Prototyp		
	<i>V_t</i> (ml)	<i>V_t</i> (ml)	<i>D_x</i> (ml)	<i>d_x</i> (%)
5	7,7	16,7	9,0	116,9
10	11,8	32,9	21,1	178,8
15	5,9	28,5	22,6	383,1

4 Diskuse

Byl navržen a následně realizován prototyp objemového průtokoměru založený na principu průměrovací Pitotovy trubice vhodný pro měření dechového objemu při umělé plicní ventilaci. Rozměry prototypu jsou zobrazeny na Obrázcích 12–20 a v Tabulkách 1–3. Ze všech navržených prototypů prosimulovaných v Comsol Multiphysics byl vybrán Senzor_3.0.3, který měl u nízkých hodnot průtoku q dostatečně velkou hodnotu tlakové difference p_{diff} , tlakové úbytky $p_{úbytek}$ prosimulovaných návrhů prototypu nebyly brány jakožto rozhodující parametr, z toho důvodu, že při zvýšení tlakové difference p_{diff} došlo také ke zvýšení tlakového úbytku $p_{úbytek}$. Hodnoty tlakových diferencí a tlakových úbytků pro návrhy prototypu se nacházejí v Tabulkách 6–9. U Senzoru_2.0.1 a Senzoru_3.0.6 nejsou pro některé hodnoty průtoku vypsány hodnoty tlakových diferencí a tlakových úbytků. Toto bylo způsobeno tím, že při simulování těchto návrhů v Comsol Multiphysics vykazovaly tyto simulace chyby.

Byl navržen způsob kalibrace pro oba směry průtoku, tedy pro kladné inspirium a záporné expirium, jednalo se o kalibraci prototypu pomocí proudění vzduchu o známé hodnotě průtoku q . Navrženým způsobem kalibrace byl prototyp zkalibrován a došlo k proměření jeho vlastností. Jednalo se o tlakový úbytek, průtočný odpor a jeho přesnost. Tyto vlastnosti byly porovnány se senzorem respiračního monitoru SLE 2100.

Hodnoty tlakových diferencí p_{diff} a tlakových úbytků $p_{úbytek}$ prototypu a senzoru SLE 2100 při inspiriu i expiriu jsou zaznamenány v tabulkách 14 a 15. Z těchto hodnot jsou následně vyneseny grafy kalibračních křivek a průběhů průtočného odporu. Kalibrační křivky pro inspirium a expirium jsou zaznamenány v Grafech 1 a 2. Pod těmito grafy se nacházejí rovnice kalibračních křivek. Průběh vypočteného průtočného odporu prototypu a senzoru SLE 2100 je vynesen v Grafech 3 a 4. Pod grafy se nachází Tabulky 16 a 17, které obsahují konstanty rovnic průběhů průtočných odporů vycházejících z rovnice 8. Na první pohled je z Grafu 3 patrné, že hodnoty průtočných odporů při inspiriu jsou srovnatelné a u vyšších hodnot průtoku q jsou hodnoty průtočných odporů prototypu nižší než u senzoru SLE 2100. Z Grafu 4 je patrné, že zhruba v rozmezí průtoku q 0–1 l/s jsou hodnoty průtočného odporu prototypu vyšší než pro senzor SLE 2100. Ovšem od hodnoty průtoku q 1 l/s začínají hodnoty prototypu klesat a jsou viditelně nižší než pro senzor SLE 2100. Toto chování průtočného odporu je patrné i z parametrů a a b , kdy parametr a je určující pro chování průtočného odporu při nižších hodnotách, kdežto parametr b je určující při vyšších hodnotách průtoku.

Přesnost prototypu, senzoru respiračního monitoru SLE 2100 a původního prototypu realizovaného v předmětu Semestrální projekt při měření pomocí kalibrační stříkačky je zaznamenána v Tabulkách 13 a 14. Vypočtená relativní chyba se u prototypu pohybuje v rozmezí od 2,67 % do 6,63 %. Při porovnávání se senzorem SLE 2100 nebylo možno na monitoru SLE 2100 zaznamenat hodnotu dechového objemu pro objem 3 l, protože

monitor SLE 2100 je uzpůsoben k měření vysokofrekvenční ventilace, u které se dechové objemy pohybují v řádu jednotek až desítek ml. Kalibrační stříkačkou nebylo možno napodobit dýchání o frekvenci odpovídající HFOV z důvodu nemožnosti manuálně pumpovat kalibrační stříkačkou s dostatečně vysokou frekvencí. Toto se podařilo až při nastaveném objemu 100 ml na kalibrační stříkačce, kdy už bylo možné pumpovat s vysokou frekvencí, a tedy napodobit HFOV. Monitor SLE 2100 při tomto měření ukázal hodnotu 106 ml, což odpovídá relativní chybě 6 %, oproti tomu prototyp naměřil 103 ml, tedy relativní chybu 3 %. Při porovnání prototypu s původním prototypem z předmětu Semestrální projekt byly porovnávány pouze hodnoty pro nastavené 3 l na kalibrační stříkačce, protože při měření přesnosti původního prototypu nebylo 100 ml měřeno. Z výsledků vyplývá, že došlo k značnému zmenšení relativní chyby, a to zejména pro kladný směr, tedy inspirium. V tomto směru původní prototyp z předmětu Semestrální projekt vykazoval relativní chybu 16,6 % a 25,9 %, nový prototyp ukazoval hodnotu s relativní chybou 6,63 % a 6,43 %. Při směru inspiria je patrné, že relativní chyba při měření s prototypem je větší než při měření prototypu ve směru expiria. Tento rozdíl velikosti relativních chyb mohl být způsoben tím, že prototyp je z jedné strany zakončen zástrčkou a z druhé strany zásuvkou, tedy při napojení do soustavy mohou z tohoto důvodu vznikat rozdílné chyby měření.

Dalším způsobem porovnání prototypu a senzoru SLE 2100 bylo měření dechových objemů při zapojení plicních ventilátorů. Použity byly dva plicní ventilátory lišící se v režimu ventilace. Jednalo se o ventilátor Avea, u kterého byla nastavena objemově řízená ventilace VCV, vysokofrekvenční oscilační ventilace HFOV byla nastavena na druhém ventilátoru 3100B. Při měření s ventilátorem Avea nebyl použit monitor SLE 2100. Srovnání bylo realizováno tak, že byla porovnána nastavená hodnota dechového objemu na ventilátoru s naměřenou hodnotou dechového objemu prototypem. Z naměřených hodnot vyplývá, že při měření inspiria roste relativní chyba s rostoucím dechovým objemem, nejnižší relativní chyba 4,0 % byla naměřena při dechovém objemu 120 ml a nejvyšší relativní chyba byla naměřena při dechovém objemu 750 ml. Při měření expiria je patrné, že relativní chyby jsou větší než při měření inspiria. Relativní chyba inspiria se pohybuje v rozmezí 13,4–19,9 %. Tyto hodnoty jsou zaznamenány v Tabulce 20. Srovnání prototypu a senzoru SLE 2100 bylo provedeno u druhého ventilátoru, který byl nastaven na režim HFOV. Při tomto měření byla porovnána hodnota dechového objemu zobrazená na monitoru SLE 2100 s naměřenými hodnotami prototypem. Srovnány byly pouze naměřené hodnoty při expiriu, které jsou měřeny právě senzorem SLE 2100. Toto měření bylo rozděleno na dvě části, v první byla měněna hodnota středního tlaku p_{aw} a v druhé byla měněna hodnota frekvence dýchání f_d . V první části vycházely hodnoty relativních chyb 27,5 %, 29,4 % a 21,8 %. V druhé části byly tyto hodnoty relativních chyb znatelně horší, a to 116,9 %, 178,8 % a 383,1 %. Tyto hodnoty jsou zaznamenány v Tabulkách 21 a 22. Takto velká chyba byla nejspíše způsobena neschopností prototypu rozeznat velmi rychlé změny tlaku právě při HFOV.

K další optimalizaci prototypu pro měření při těchto režimech ventilace by bylo zapotřebí navrhnout konkrétní kalibrační postup a dále by měla probíhat optimalizace samotného senzoru.

5 Závěr

Byl realizován prototyp průměrovací Pitotovy trubice uzpůsobené k měření dechového objemu při umělé plicní ventilaci. Z celkových 19 navržených senzorů v softwaru Autodesk Inventor 2016, které byly prosimulovány v softwaru Comsol Multiphysics byl vybrán finální návrh prototypu Senzor_3.0.3.

A dále byla navržena kalibrace pro oba směry měření prototypem a jednalo se o kalibrace prototypu pomocí proudění vzduchu o známé hodnotě průtoku q .

Byly porovnány naměřené hodnoty tlakových úbytků $p_{úbytek}$ a průtočných odporů R pro oba směry, tedy pro inspirium i expirium. Z naměřených hodnot vyplývá, že průtočný odpor prototypu je srovnatelný a při vyšších hodnotách průtoku i menší než průtočný odpor senzoru SLE 2100.

Z vypočtených přesností při použití kalibrační stříkačky vyplývá, že prototyp v případě nastaveného dechového objemu ukazoval přesnější hodnotu, než ukazoval senzor SLE 2100. Při porovnání nového prototypu s původním prototypem realizovaným v předmětu Semestrální projekt vyplývá, že došlo k snížení nepřesnosti.

Při porovnávání přesnosti prototypu se senzorem monitoru SLE 2100 s použitím plicních ventilátorů vyšlo, že realizovaný prototyp je z režimů VCV a HFOV více vhodný pro použití při VCV. Hodnoty relativních chyb při měření v režimu HFOV byly ve všech případech větší než hodnoty relativních chyb v režimu VCV.

Seznam použité literatury

- [1] MILLER, R. W. *Flow measurement engineering handbook: revue littéraire mensuelle*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill, c1996. ISBN 00-704-2366-0.
- [2] YUNGAS A.ÇENGEL; JOHN M. CIMBALA, R. W. *Flow measurement engineering handbook: revue littéraire mensuelle*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill, c1996. ISBN 0073044652.
- [3] *Www.automa.cz* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://automa.cz/imagesold/a0202461.gif>
- [4] Měření průtoku a proteklého množství. *Www.uprt.vscht.cz* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://www.uprt.vscht.cz/kminekm/mrt/F4/F4k45-prut.htm#k452>
- [5] KADLEC, Karel. Snímače průtoku – principy, vlastnosti a použití (část 2), [online]. Automa, 2006, č.11, 6 s. [cit. 2016-11-10] Dostupné z WWW: <http://www.odbornecasopisy.cz/download/au100624.pdf>.
- [6] Měření průtoku tekutin. *Měření průtoku tekutin* [online]. VUT Brno [cit. 2017-05-18]. Dostupné z: http://www.elektrorevue.cz/clanky/01049/index.html#_Měření_rychlosti_proudění
- [7] *Http://docplayer.cz* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/docs-images/30/14319696/images/2-0.png>
- [8] *Mendelu.cz* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: http://user.mendelu.cz/xklepar0/img/sn_pr/venturi_trubice.gif
- [9] *www.tzb-info.cz* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://www.tzb-info.cz/docu/clanky/0046/004624o5.gif>
- [10] *www.engineeringtoolbox.com* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: http://docs.engineeringtoolbox.com/documents/612/pitot_tube.png
- [11] GOOD, James E. *Averaging pitot tube*. USA. US5036711 A. Uděleno 5. září 1989. Zapsáno 6. srpen 1991.
- [12] Průtok - princip. *Www.prutoky.cz* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://www.prutoky.cz/plyny/teorie/princip/>
- [13] Anemometer. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Anemometer>
- [14] *Www.dantecdynamics.com* [online]. [cit. 2016-11-10]. Dostupné z: <http://www.dantecdynamics.com/images/content/products-and-services/fluidmechanics/cta/CTAprobe2014.jpg>

- [15] Provozní snímače hustoty [online]. 2011, (1) [cit. 2016-11-13]. Dostupné z:
http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/42735.pdf
- [16] *Anestetické a respirační přístroje: Kuželové konektory*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2015.
- [17] Kuželovitost. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2017-01-09]. Dostupné z:
<https://cs.wikipedia.org/wiki/Ku%C5%BEelovitost>
- [18] FERGUSON, Niall D. [online]. [cit. 2017-05-13]. DOI: 10.1186/s13054-014-0464-6. ISBN 10.1186/s13054-014-0464-6.
- [19] Roubík K. Measuring and evaluating systém designed for high-frequency oscillatory ventilation monitoring. Czech Technical University in Prague, Kladno 2011

Příloha A – obsah přiloženého DVD

Zadání.pdf – naskenované zadání Bakalářské práce

Abstrakt_cz.pdf – abstrakt v českém jazyce

Abstrakt_en.pdf – abstrakt v anglickém jazyce

Klíčová_slova_Keywords.pdf – klíčová slova v českém a anglickém jazyce

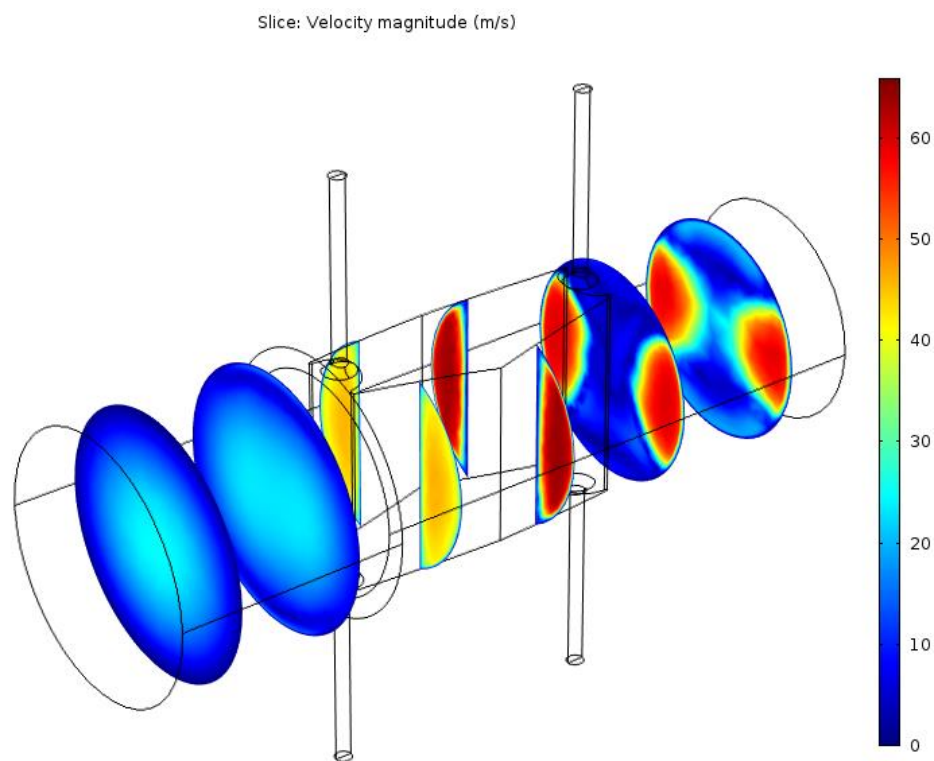
Finální_senzor_3.0.3.stl – finální návrh prototypu

BP_hrnčír.pdf

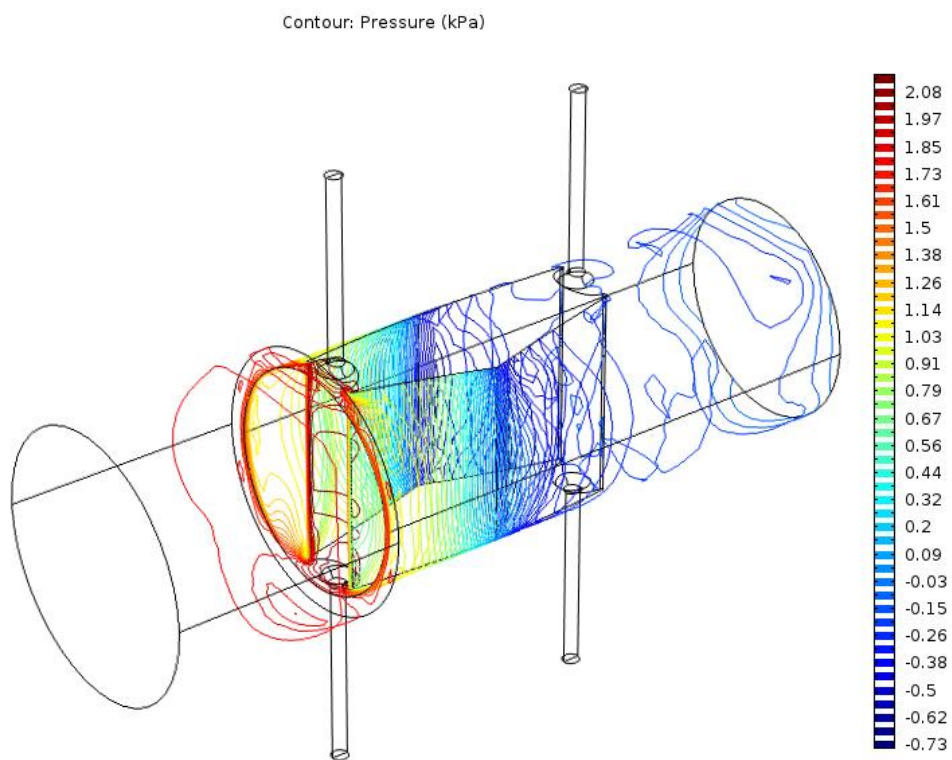
Složka

- Kalibrace_úbytek_odpor
- Obrázky_měření
- Přesnost_kalibrační_stříkačka
- Přesnost_HFOV
- Přesnost_VCV
- Původní prototyp
- Simulace_19_návrhů

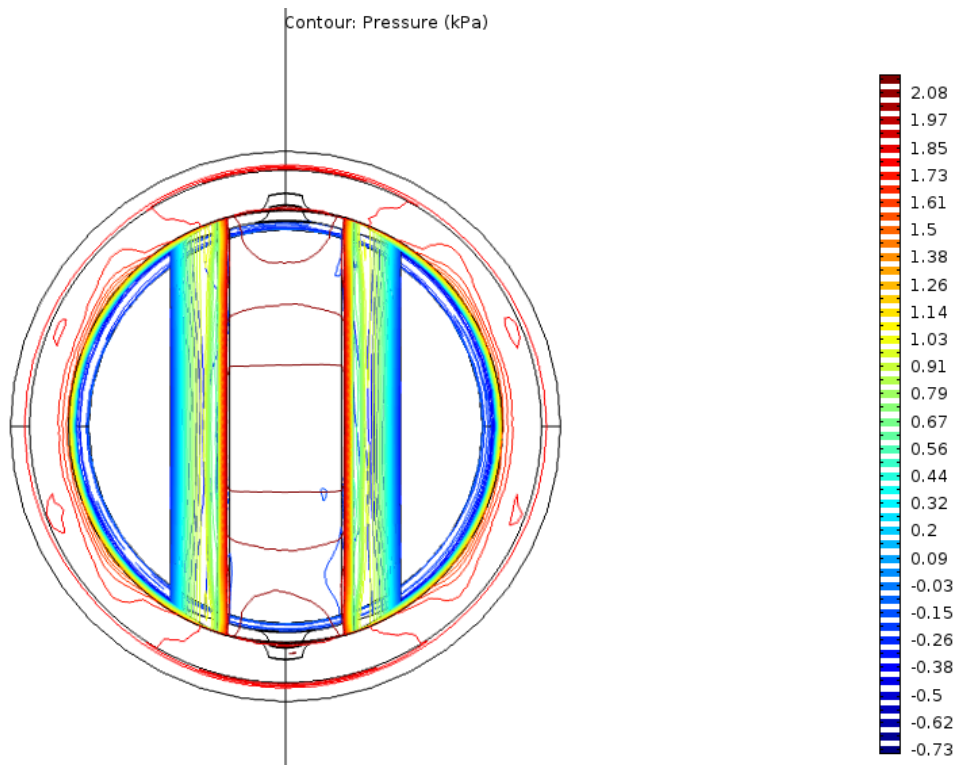
Příloha B – Ukázky výsledků simulací



Obrázek B1: Zobrazení průběhu velikosti rychlosti průtoku (m/s) v 6 řezech – Senzor_3.0.3



Obrázek B2: Zobrazení tlaku zobrazeného pomocí kontur – Senzor_3.0.3



Obrázek B3: Zobrazení tlaku zobrazeného pomocí kontur – Senzor_3.0.3

Příloha C – ukázka použitých skriptů

Skript C1: Ukázka skriptu pro výpočet kalibrační křivky prototypu
clc; close all; clearvars; dbstop if error;

```
params = zeros(2, 2);
```

```
pdiff(:, 1) = [0; 0.0379; 0.1245; 0.2581; 0.4393; 0.6589; 0.9228; 1.6015; 2.543; ...  
3.6106; 4.8624; 6.2576; 7.7955; 9.6207]; % smer nadech, kPa
```

```
pdiff(:, 2) = [0; 0.0369; 0.1213; 0.2514; 0.4236; 0.6492; 0.9266; 1.5841; ...  
2.4859; 3.4902; 4.6565; 5.9699; 7.4771; 9.1157]; % smer vydech, kPa
```

```
flow(:, 1) = [0; 5.07; 10.03; 14.99; 20.05; 25.02; 30.07; 40.12; 50.04; 60.1; ...  
70.2; 80.15; 90.1; 100.1]; % smer nadech, L/min
```

```
flow(:, 2) = [0; 5.07; 10.03; 15.08; 20.01; 25.01; 30.1; 40.06; 50.2; 59.9; ...  
70.05; 80.2; 90.1; 100.0]; % smer nadech, L/min
```

```
for i = 1: 2
```

```
minFun = @(k)sum(abs(k(1)*pdiff(:, i).^k(2) - flow(:, i)));
```

```
params(i, :) = fminsearch(minFun, [1 1]);
```

```
figure;
```

```
plot(pdiff(:, i), params(i, 1)*pdiff(:, i).^params(i, 2));
```

```
hold all;
```

```
plot(pdiff(:, i), flow(:, i));
```

```
hold off;
```

```
end
```

Skript C2: Ukázka skriptu pro výpočet rovnice průběhu průtočného odporu prototypu a senzoru
SLE 2100

clc; close all; clearvars; dbstop if error;

params = zeros(2, 2);

*pres(:, 1) = [0; 0.0251; 0.0291; 0.0368; 0.0487; 0.0636; 0.0814; 0.1259; ...
0.1906; 0.2628; 0.3494; 0.446; 0.5465; 0.6732]; % smer nadech, kPa, prototyp*
*pres(:, 2) = [0; 0.0311; 0.0381; 0.0481; 0.0607; 0.0763; 0.0961; 0.1401; ...
0.2015; 0.2683; 0.3446; 0.4297; 0.5242; 0.6307]; % smer vydech, kPa, prototyp*
*press(:, 1) = [0; 0; 0.0084; 0.0193; 0.0326; 0.0483; 0.0674; 0.1157; 0.1799; ...
0.2527; 0.3379; 0.4306; 0.5336; 0.6489]; % smer nadech, kPa, SLE 2100*
*press(:, 2) = [0; 0; 0.0064; 0.0169; 0.0294; 0.0449; 0.0637; 0.1088; 0.1732; ...
0.2444; 0.3269; 0.4193; 0.5271; 0.6413]; % smer vydech, kPa, SLE 2100*

*flow(:, 1) = [0; 5.07; 10.03; 14.99; 20.05; 25.02; 30.07; 40.12; 50.04; ...
60.1; 70.2; 80.15; 90.1; 100.1]/60; % smer nadech, L/min, prototyp*
*flow(:, 2) = [0; 5.07; 10.03; 15.08; 20.01; 25.01; 30.1; 40.06; 50.2; ...
59.9; 70.05; 80.2; 90.1; 100.0]/60; % smer vydech, L/min, prototyp*
*flow(:, 3) = [0; 5.07; 10.03; 14.99; 20.05; 25.02; 30.07; 40.12; 50.04; ...
60.1; 70.2; 80.15; 90.1; 100.1]/60; % smer nadech, L/min, SLE 2100*
*flow(:, 4) = [0; 5.07; 10.03; 15.08; 20.01; 25.01; 30.1; 40.06; 50.2; ...
59.9; 70.05; 80.2; 90.1; 100.0]/60; % smer vydech, L/min, SLE 2100*

for i = 1: 2

*minFun = @(k)sum(abs(k(1)*flow(:, i).^k(2) - pres(:, i)));*

*minFuns = @(k)sum(abs(k(1)*flow(:, i).^k(2) - press(:, i)));*

params(i, :) = fminsearch(minFun, [1 1]);

paramss(i, :) = fminsearch(minFuns, [1 1]);

figure;

*plot(flow(:, i), params(i, 1)*flow(:, i).^params(i, 2)); hold all; %vypočtené hodnoty prototyp*

*plot(flow(:, i), params(i, 1)*flow(:, i).^paramss(i, 2), 'k'); hold off; %vypočtené hodnoty SLE*

2100

%plot(flow(:, i), pres(:, i)); hold all; %naměřené hodnoty prototyp

%plot(flow(:, i), press(:, i)); hold off; %naměřené hodnoty SLE

end

Skript C3: Ukázka skriptu pro výpočet přesnosti prototypu

clc; close all; clearvars; dbstop if error;

```
pNad = flipud([0; 0.0379; 0.1245; 0.2581; 0.4393; 0.6589; 0.9228; 1.6015; 2.543; ...
3.6106; 4.8624; 6.2576; 7.7955; 9.6207]); % smer nadech, kPa, prototyp
pVyd = -[0.0369; 0.1213; 0.2514; 0.4236; 0.6492; 0.9266; 1.5841; ...
2.4859; 3.4902; 4.6565; 5.9699; 7.4771; 9.1157]; % smer vydech, kPa, prototyp
pdiffToFlow = [pNad; pVyd];
```

```
flowNad = flipud([0; 5.07; 10.03; 14.99; 20.05; 25.02; 30.07; 40.12; 50.04; 60.1; ...
70.2; 80.15; 90.1; 100.1]); % smer nadech, L/min, prototyp
flowVyd = -[5.07; 10.03; 15.08; 20.01; 25.01; 30.1; 40.06; 50.2; 59.9; ...
70.05; 80.2; 90.1; 100.0]; % smer vydech, L/min, prototyp
pdiffToFlow(:, 2) = [flowNad; flowVyd]/60;
```

```
folder = 'C:\Users\Josef\Documents\pitotovatrubice\druhýsenzor\BP_měření\přesnost\';
%načtení dat ze složky
fileList = dir([folder '*.txt']); %načtení txt souborů
numFiles = numel(fileList);
data = cell(numFiles, 1);
dataNad = cell(numFiles, 1);
dataVyd = cell(numFiles, 1);
borders = [1540 19688; 11740 67350; 1050 57300]; %ohraničení hodnot v txt souborech
volume = zeros(size(borders));
samplingPeriod = 0.001; %samplingovací period 3x1 vzaté z naměřených dat v hlavičce nad
hodnotami
numBreaths = [27 28; 7 7; 10 10]; %počet dechových cyklů pro každém dýchání
```

```
for i = 1: length(fileList)
tempVar = load([folder fileList(i).name]);
data{i} = tempVar(:, 1) - mean(tempVar(1 : 5e2, 1));
data{i} = data{i}(borders(i, 1): borders(i, 2));
data{i} = data{i}(1 : 10 : length(data{i})); % Podvzorkovani
inds = data{i} > 0; %nádechy
dataNad{i} = data{i}(inds);
inds = data{i} < 0; %výdechy
dataVyd{i} = data{i}(inds);
dataNad{i} = interp1(pdiffToFlow(:, 1), pdiffToFlow(:, 2), dataNad{i}, 'linear', 'extrap');
dataVyd{i} = interp1(pdiffToFlow(:, 1), pdiffToFlow(:, 2), dataVyd{i}, 'linear', 'extrap');

volume(i, 1) = (sum(dataNad{i})*samplingPeriod)/numBreaths(i, 1);
volume(i, 2) = (sum(abs(dataVyd{i}))*samplingPeriod)/numBreaths(i, 2);

figure; plot(dataNad{i}); hold all; plot(dataVyd{i}); hold off;
end
```