



MONITOR TLAKU PRO VENTILAČNÍ SYSTÉM TYPU BUBBLE CPAP

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Šárka Stejskalová**
Vedoucí práce: Ing. Petr Kudrna





PRESSURE MONITOR FOR VENTILATION SYSTEM BUBBLE CPAP

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Šárka Stejskalová**
Supervisor: Ing. Petr Kudrna



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Šárka Stejskalová**
Osobní číslo: **Z12000019**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Monitor tlaku pro ventilační systém typu bubble CPAP**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

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

Cíle práce:

Navrhněte a experimentálně otestujte monitorovací systém tlaku u neinvazivního ventilačního systému Bubble CPAP, určeného pro novorozence. Systém musí umožnit měření úrovně CPAP, minima a maxima tlakových oscilací tvořených vzduchovými bublinami ve vodním zásobníku, který je součástí okruhu. Pro testování navrhněte a realizujte vhodný model plic novorozence.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

V současné době jsou pro neinvazivní ventilaci novorozenců používány různé CPAP systémy, které však mají různou úroveň monitorace distenčního tlaku v dýchacích cestách, který je CPAP přístrojem poskytován. Systém typu "BUBBLE CPAP" nemá žádný monitoring a účinnost ventilačního systému je zajištěna pouze přístrojovým sledováním vitálních funkcí pacienta. Tuto situaci si klade navrhovaná BP změnit.

Výzkumné předpoklady:

Kontinuální monitorace tlaku ve ventilačním okruhu Bubble CPAP zajistí přehlednější a bezpečnější vedení neinvazivní ventilační terapie novorozenců.

Metoda:

Empirická - průzkum současného stavu (rešerše odborné literatury), návrh a konstrukce zařízení, laboratorní měření, pilotní experiment

Technika práce, vyhodnocení dat:

V rámci řešení BP bude navržen měřicí systém tlaku respirační směsi ve ventilačním okruhu bubble CPAP. Systém bude otestován, s důrazem na přesnost měření. Získaná data budou statisticky zpracována.

Místo a čas realizace výzkumu:

Zimní a letní semestr 2014/2015, Laboratoře TUL a ČVUT - FBMI.

Vzorek:

Není relevantní

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

- (1) Clinical practice Noninvasive respiratory support in newborns, J. Peter de Winter & Machtfeld A. G. de Vries & Luc J. I. Zimmermann, Eur J Pediatr (2010) 169:777-782; DOI 10.1007/s00431-010-1159-x
- (2) Saunders RA, Milner AD, Hopkin IE. The effects of continuous positive airway pressure on lung mechanics and lung volumes in the neonate. Biol Neonate 1976; 28: 178-86
- (3) Mahmoud RA, et al. Current methods of non-invasive ventilator support for neonates. Paediatr. Respir. Rev. (2011), doi: 10.1016/j.prrv. 2010.12.001
- (4) Pandit PB et al.; Work of Breathing During Constant- and Variable-Flow Nasal Continuous Positive Airway Pressure in Preterm Neonates; Pediatrics Vo. 108 No. 3. September 1, 2001; pp. 682-685 (doi: 10.1542/peds. 108.3.682)
- (5) Kirchner L. et al.; In vitro comparison of noise levels produced by different CPAP generators; Neonatology 2012; 101 (2):95-100 Epub 2011 Sep 17
- (6) Benveniste D. et al.; A technique for delivers of continuous positive airway pressure to the neonate. J Pediatr 1976; 88: 1015-9.
- (7) DOSTÁL, Pavel. Základy umělé plicní ventilace. 3. rozšířené vydání. Praha : Maxdorf, 2014. 394 s. ISBN 978-80-7345-397-8
- (8) KLIMEŠ, Jiří., KLIMEŠOVÁ, Lenka. Umělá plicní ventilace. 1. vydání. Brno : NCO+NZO, 2011. 110 S. ISBN 978-80-7013-538-9
- (9) POSPÍŠILOVÁ, Blanka., PROCHÁZKOVÁ, Olga. Anatomie pro bakaláře I : obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové. 1. vydání. Liberec : Technická univerzita v Liberci, 2010. 155 s. ISBN 978-80-7372-675-1
- (10) MYSLIVEČEK, Jaromír., TROJAN, Stanislav. Fyziologie do kapsy. 1. vydání. Praha : Triton, 2004. 472 s. ISBN 80-7254-497-7
- (11) MUSIL, Jaromír. Pneumologie. 2. vydání. Praha : Karolinum, 2012. 252 s. ISBN 978-80-2461-868-5

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 30. dubna 2014

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2015

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs

rektor



Mgr. Marie Froňková

pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2015

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2015

Podpis: 

Poděkování

Poděkování patří panu Ing. Petru Kudrnovi za jeho odborné vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, podněty a připomínky. Dále za jeho čas, který mi věnoval a v neposlední řadě za jeho trpělivost.

Ráda bych také chtěla poděkovat zaměstnancům laboratoře Fakulty Biomedicínského inženýrství, za vypůjčení vybavení k měření a poskytnutí prostoru.

Datum: 30. 4. 2015

Podpis: *Stojkalová*

Název bakalářské práce

Monitor tlaku pro ventilační systém typu Bubble CPAP

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je navrhnout a experimentálně otestovat systém, monitorující tlak u neinvazivního ventilačního systému Bubble CPAP, který je určen pro novorozence. Tento systém v současné době postrádá jakýkoliv monitoring distenzního tlaku.

Tato práce by měla současnou situaci systému Bubble CPAP změnit a zaručit větší bezpečnost u neinvazivní ventilační terapie novorozenců.

Klíčová slova

Ventilační systém Bubble CPAP, měření tlaku, komůrka pro invazivní měření krevního tlaku, syndrom respirační tísně (RDS)

Title of the bachelor's thesis

Pressure monitoring for ventilation system Bubble CPAP

Abstract

The aim of this bachelor thesis is to design and experimentally test a system which monitors pressure for non-invasive ventilation system Bubble CPAP which is designed for newborns. This system currently lacks any monitoring of distension pressure.

This thesis should change current situation of system Bubble CPAP and make sure more safety for non-invasive ventilation therapy in infants.

Key words

Ventilation system Bubble CPAP, pressure measurement, cell for invasive blood pressure measurement, Respiratory distress syndrome (RDS)

Obsah

Abstrakt	7
Klíčová slova	7
Abstract	8
Key words	8
Seznam použitých zkratk a symbolů	11
Úvod	13
1 Teoretická východiska	14
1.1 Novorozenec	14
1.1.1 Nezralý novorozenec.....	14
1.2 Fyziologie dýchání.....	15
1.3 Faktory ovlivňující mechaniku dýchání.....	16
1.4 Surfactant	16
1.5 Poddajnost plic	17
1.5.1 Faktory definující poddajnost	17
1.6 Dechové úsilí.....	18
1.7 PEEP (Positive end expiratory pressure)	18
1.8 Kolaps plic	20
1.9 Funkční reziduální kapacita	21
1.10 Plicní onemocnění.....	21
1.10.1 RDS.....	21
1.10.2 ARDS	22
2 Metoda CPAP	23
2.1 Princip a cíle metody CPAP.....	23
2.2 Postup.....	23
2.3 Vdechovaná směs ventilačního plynu	24
2.4 Výhody a nevýhody	25
3 Technický úvod	26
3.1 Dělení CPAP systémů.....	26
3.1.1 Přístroj s kontinuálním průtokem.....	26
3.1.2 Přístroj s variabilním průtokem.....	27
3.2 Okruh systému	29
3.3 Aplikátory	30
4 Současný stav – systémy typu Bubble CPAP	31
4.1 Požadavky na systém Bubble CPAP.....	33

5 Možnosti řešení – měření distenzního tlaku v okruhu patientského okruhu typu Bubble CPAP	34
5.1 Monitor respirace	34
5.2 Komůrka pro invazivní měření tlaku připojená k monitoru vitálních funkcí.....	35
5.3 Komůrka pro invazivní měření tlaku s vlastním monitorem.....	35
6 Vlastní systém pro měření tlaku u systému Bubble CPAP	37
6.1 Komůrka pro invazivní měření krevního tlaku (IBP)	38
6.1.1 Tenzometr	39
6.1.2 Wheatstoneův můstek	39
6.2 Přístrojový zesilovač	40
6.2.1 Převodní charakteristika použitého zařízení	41
6.3 A/D převodník.....	43
6.4 LabVIEW Signal Express	44
7 Výsledky	45
8 Diskuze	52
8.1 Zhodnocení grafů znázorňující oscilace tlaku v čase.....	52
8.2 Zhodnocení dat pro jednotlivé tlaky	54
9 Závěr	56
Seznam použité literatury.....	57
Seznam obrázků	61
Seznam tabulek	62
Seznam grafů.....	62
Seznam příloh.....	64

Seznam použitých zkratek a symbolů

ARDS		syndrom akutní dechové tísně/syndrom dechové tísně u dospělých (Adult Respiratory Distress Syndrom nebo Acute Respiratory Distress Syndrom)
BiPAP		bifázický přetlak v dýchacích cestách (Bilevel Positive Airway Pressure)
C	L/cmH ₂ O (litr/centimetr vodního sloupce)	poddajnost
Cm		Centimetr
CMRR		činitel potlačení souhlasného signálu (Common Mode Rejection Ratio)
CPAP	cmH ₂ O (centimetr vodního sloupce)	kontinuální pozitivní tlak v dýchacích cestách (Continuous Positive Airway Pressure)
EKG		elektrokardiograf
ERV	L (litr)	expirační rezervní objem (Expiratory Reserve Volume)
FRC	L (litr)	funkční reziduální kapacita (Functional Residual Capacity)
Hz		Hertz
IBP		invazivně měřený krevní tlak (Invasive Blood Pressure)
Kč		koruna česká
L	m (metr)	Délka
MAP		střední tlak v dýchacích cestách (Mean Airway Pressure)
p	cmH ₂ O (centimetr vodního sloupce)	tlak
p	mmHg (milimetr rtuti)	tlak
paCO ₂	kPa (kilopascal)	parciální arteriální tlak CO ₂
pACO ₂	kPa (kilopascal)	parciální alveolární tlak CO ₂

p_{aO_2}	kPa (kilopascal)	parciální arteriální tlak O_2
p_{AO_2}	kPa (kilopascal)	parciální alveolární tlak O_2
PEEP	cmH ₂ O (centimetr vodního sloupce)	pozitivní přetlak na konci výdechu (Positive End Expiratory Pressure)
q	L/min (litr za minutu)	průtok
R	Ω (ohm)	Odpor
RDS		syndrom respirační tísně (Respiratory Distress Syndrom)
RV	L (litr)	reziduální objem (Residual Volume)
S	m ² (metr čtverečný)	průměr materiálu
V	L (litr)	objem vdechovaného vzduchu
Δp	cmH ₂ O (centimetr vodního sloupce)	změna tlaku
ΔV	L (litr)	změna objemu
P	$\Omega \cdot m$ (ohm·metr)	měrný elektrický odpor

Úvod

V současnosti se využívají různé ventilační podpory novorozenců, ale nejrozšířenější možností pro spontánně dýchající pacienty jsou neinvazivní CPAP systémy (anglická zkratka Continuous Positive Airway Pressure znamená kontinuální pozitivní tlak v dýchacích cestách), jejichž cílem je ventilační a oxygenační podpora spontánně dýchajícího pacienta, zabránění kolapsu plicních sklípků, udržení distenzního tlaku uvnitř plic, což vede k ustanovení a postupnému zvyšování funkční reziduální kapacity plic. Principem těchto systémů, udržujících přetlak v dýchacích cestách na konci výdechu, je regulace proudu ventilační směsi do generátoru CPAP tlaku, který umožní realizovat nádech i výdecch. Tento systém generátoru CPAP tlaku je z pravidla bezventilový, a je tvořen tzv. fluidickými prvky.

Systémy CPAP v podobě neinvazivní ventilační podpory, tzn. při této podpoře dechových funkcí nejsou pacienti intubováni, jsou využity především u nezralých novorozenců, kteří mají nedostatek povrchově aktivní látky tzv. surfaktantu v plicích, v jehož důsledku dochází k rozvíjení syndromu respirační tísně (RDS = Respiratory Distress Syndrom), který se projeví splasklými plicními sklípkami. Lehké případy tohoto syndromu jsou léčeny již zmíněnou metodou CPAP. Tato ventilační podpora má však využití i u dospělých pacientů, kteří trpí obstrukcí, některými plicními onemocněními nebo při občasných zástavách dechu ve spánku tzv. spánkových apnoích.

Komerčně dostupné systémy CPAP ventilační podpory však mají integrovánou různou úroveň monitorace distenzního tlaku v dýchacích cestách pacienta, konkrétně systém typu Bubble CPAP nemá žádný monitoring a účinnost ventilačního systému je zajištěna pouze pozorováním pacienta a přístrojovým sledováním vitálních funkcí pacienta na patientském monitoru.

Cílem této bakalářské práce je návrh, realizace a experimentální otestování monitorovacího systému tlaku u neinvazivního ventilačního systému typu Bubble CPAP, určeného pro novorozence.

1 Teoretická východiska

1.1 Novorozenec

Fyziologickým novorozencem rozumíme dítě s průměrnou porodní hmotností 3500 gramů a průměrnou délkou 50 centimetrů. Novorozenecké období je dlouhé 28 týdnů ode dne narození. Ke klasifikaci novorozenců se využívají tři parametry: gestační věk, porodní hmotnost a vztah porodní hmotnosti a gestačního věku. [12] [13]

Pokud je novorozenec zdravý, dojde ke spontánnímu dýchání, které je navozeno změnou prostředí. Spontánní dýchání by mělo nastat do 20-30 sekund od porodu. Když se novorozenec nadechne, vznikne v plicích podtlak a vzduch může proudit do plic. Průměrná frekvence dýchání u novorozenců je 50 dechů za minutu. Novorozenci dýchají většinou nosem a využívají břišní typ dýchání, kdy převládá činnost bránice nad činností mezižeberních svalů. Mají vyšší metabolismus, proto je jejich spotřeba kyslíku větší než u dospělých lidí. Saturace (nasyčení krve kyslíkem) se u novorozenců v rámci přestavby cévního systému pohybuje v rozmezí 92 % až 95 %, což je nižší číslo než u dospělých jedinců, kteří mívají cca 98 %. Nasyčení závisí na parciálním tlaku kyslíku v krvi, jehož hodnota u novorozenců obvykle bývá 75 mmHg. U dospělých nabývá velikost tohoto tlaku 90-100 mmHg. [12] [13]

1.1.1 Nezralý novorozenec

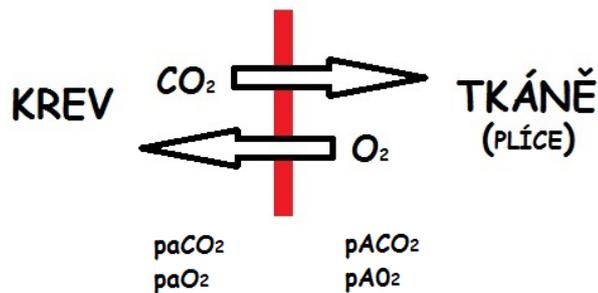
Pro nezralého, neboli nedonošeného novorozence je charakteristické, že je narozen před 38. týdnem těhotenství a jeho hmotnost je menší než 2500 gramů. Nezralost můžeme podle porodní hmotnosti a gestačního věku rozdělit na čtyři typy: lehká, střední, těžká a extrémně těžká. Lehká nezralost je typická pro novorozence s porodní hmotností 2000-2499 gramů a obdobím gestace do 38. týdne. Porodní hmotnost středně nezralých novorozenců se pohybuje v rozmezí 1500-1999 gramů a jejich gestační věk je do 34. týdne. Těžká nezralost je charakterizována porodní hmotností 1000-1499 gramů a gestačním věkem do 32. týdne. Pro extrémně těžkou nezralost je typické, že porodní hmotnost je 500-999 gramů a gestační věk do 28. týdne.

S nedonošeností může být spojeno mnoho obtíží. Mohou se objevit dýchací obtíže v důsledku nedostatečného vývoje plic a nedostatku surfaktantu (viz kapitola 1.4 Surfaktant). Dalšími problémy mohou být udržení tělesné teploty, zvýšené riziko infekcí, výživa a mnoho dalších. [12] [13]

1.2 Fyziologie dýchání

Dýchání je jeden ze základních procesů v organismu, při kterém probíhá výměna plynů. Jedná se o kyslík O_2 a oxid uhličitý CO_2 . Dýchání můžeme rozdělit na zevní dýchání a vnitřní dýchání. Zevní dýchání obstarává výměnu plynů O_2 a CO_2 mezi vzduchem a krví. Vnitřní dýchání je zajištěno na alveolo-kapilární membráně výměnou plynů O_2 a CO_2 mezi krví a tkáněmi. Vnitřní dýchání je graficky znázorněno na obrázku 1, ze kterého vyplývá, že kyslík přechází přes alveolo-kapilární membránu, která je znázorněna červenou barvou, z plic do krve a oxid uhličitý naopak prostupuje přes membránu z krve do plic a je následně vydechnut. Transport těchto plynů je ovlivněn parciálním arteriálním tlakem CO_2 a O_2 (p_{aCO_2} , p_{aO_2}) a parciálním alveolárním tlakem CO_2 a O_2 (p_{ACO_2} , p_{AO_2}). Přibližné hodnoty těchto tlaků jsou následující: pro arteriální tlak p_{aCO_2} 5,2 kPa a p_{aO_2} 12,7 kPa, pro alveolární tlak p_{ACO_2} 5,3 kPa a p_{AO_2} 13,3 kPa. [10] [14]

Dýchání je umožněno díky dýchacím svalům, což jsou mezižeberní svaly, břišní svaly a bránice. Inspirium (nádech) je aktivní děj, při kterém se dýchací svaly aktivně zapojují do dýchání a, především díky bránici, vzniká v dutině hrudní podtlak a vzduch je aktivně nasáván. Expirium (výdech) je naopak děj pasivní, kdy jsou dýchací svaly uvolněny a dle tlakového gradientu vzduch proudí z plic do atmosféry. [10] [14]



Obrázek 1: Vnitřní dýchání a transport plynů O_2 a CO_2 přes alveolo-kapilární membránu [autor]

1.3 Faktory ovlivňující mechaniku dýchání

Dýchací svaly musí vyvinout určitou sílu při dýchání, a to takovou, aby překonaly sílu hrudníku. Tato síla závisí na dvou faktorech, přičemž prvním z nich je celková poddajnost, zahrnující poddajnost hrudníku a poddajnost plic. Pokud se mají plíce vzduchem roztáhnout, je nutné překonat odpor elastických struktur plic a povrchové napětí na rozhraní vzduchu a tekutiny. Tato tekutina vyplňuje alveoly a obsahuje surfaktant (viz kapitola 1.4 Surfaktant). Druhým faktorem je odpor dýchacích cest proti proudění vzduchu. Tento odpor je součástí dynamického odporu, který vyjadřuje změny funkcí plic v čase. [10] [14]

1.4 Surfaktant

Slovo surfaktant vzniklo sloučením dvou slov *surface active*, neboli aktivní povrch. Jedná se o povrchově aktivní látku, která pomáhá snižovat povrchové napětí uvnitř alveolů s cílem zabránit kolapsu plicních sklípků při výdechu. Plicní buňky, které vytvářejí surfaktant, se nazývají pneumocyty II. typu. Tato látka se vyskytuje na celém vnitřním povrchu alveolů a je neustále obměňována. Vzdálenost molekul surfaktantu se mění s dýcháním. Při nádechu se od sebe oddalují a při výdechu se naopak přibližují. Surfaktant tedy snižuje dechovou práci při nádechu, napomáhá transportu dýchacích plynů (kyslík a oxid uhličitý) mezi krví a vzduchem v kapilárách alveolů a jeho přítomnost je nezbytná pro udržení fyziologických funkcí plic. [14] [15] [16]

Pokud se objeví nedostatek surfaktantu, nastupuje rychlé plicní selhání. V důsledku nedostatku surfaktantu se snižuje elasticita plic, zvyšuje se povrchové napětí a roste dechová práce. Selhání plic se často vyskytuje u nezralého novorozence, jehož plíce nestihly vytvořit dostatečné množství surfaktantu a může dojít k rozvoji syndromu respirační tísně (RDS, Respiratory Distress Syndrom), (viz kapitola 1.10.1 RDS). [14] [15] [16]

1.5 Poddajnost plic

Poddajnost plic, neboli compliance, je definována jako poměr změny objemu plic a tlaku v plicích, který vyvolal tuto změnu. Vztah pro poddajnost plic vypadá následovně:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad (1)$$

kde C představuje poddajnost (L/cmH₂O), ΔV je změna objemu (L) a Δp je změna tlaku (cmH₂O). Poddajnost udává, jaké vlastnosti má respirační systém a jak velký tlak je nutno vyvinout pro změnu objemu plic. Popisuje tedy schopnost plic přizpůsobit se změnám hrudníku. Plíce je tím poddajnější, čím menší tlak je potřebný k nádechu. Dechová práce je menší, pokud je plíce poddajnější. [7] [10] [14]

1.5.1 Faktory definující poddajnost

Poddajnost definují dva faktory:

- elasticita plicní tkáně
- povrchové napětí

Elasticita plic se odvíjí od přítomnosti vláken elastinu a kolagenu v plicním parenchymu. Vlákná elastinu jsou pružnější než vlákná kolagenu, proto mohou měnit svou délku a opět se vracet na původní délku vlákna. Vlákná kolagenu se oproti vláknům elastinu protahují významně méně. Velmi důležitou roli hraje i prostorové uspořádání vláken elastinu a kolagenu. [10] [14]

Druhým faktorem je povrchové napětí na rozhraní vzduchu a tekutiny. Tekutinou zde rozumíme film, který pokrývá alveoly a jeho součástí je surfaktant snižující povrchové napětí. Povrchové napětí znamená sílu na povrchu tekutiny, která vede k minimalizaci povrchové vrstvy. Alveoly s jejich tekutinou jsou vystaveny působení povrchového napětí, které by vedlo ke kolapsu alveolů. Pro udržení rozepjatých alveolů je nutný distenzní tlak. Pro distenzní tlak a průměr alveolů platí nepřímá úměrnost. Čím větší alveoly, tím je potřebný tlak menší a naopak pro menší alveoly je nutný větší tlak. Povrchové napětí snižuje elasticitu plic. Díky povrchovému napětí může dojít k: nerovnoměrné distribuci vzduchu v plicích a přestupu tekutiny do alveolů. [10] [14]

1.6 Dechové úsilí

Zvýšené dechové úsilí u novorozenců je jedním z ukazatelů respirační tísně společně s parciálními tlaky kyslíku a oxidu uhličitého. Při sledování dechového úsilí se zajímáme o počet dechů za minutu, hloubku dýchacích pohybů, apnoické pauzy a zvuky, které doprovázejí dýchání. Počet dechů u zdravého novorozence se pohybuje v rozmezí 40 až 60 dechů za minutu. [14]

Dechová práce je úsilí, které je nutné vykonat pro nádech vzduchu do plic. Tato práce je závislá na objemu vdechovaného vzduchu a tlaku, který je k nádechu potřebný. Pro dechovou práci platí vztah:

$$\text{WOB} = p \cdot V \quad (2)$$

kde WOB (Work Of Breathing) je dechová práce (J), p je tlak (cmH₂O) a V je objem vdechovaného vzduchu (L). [7] [14] [27]

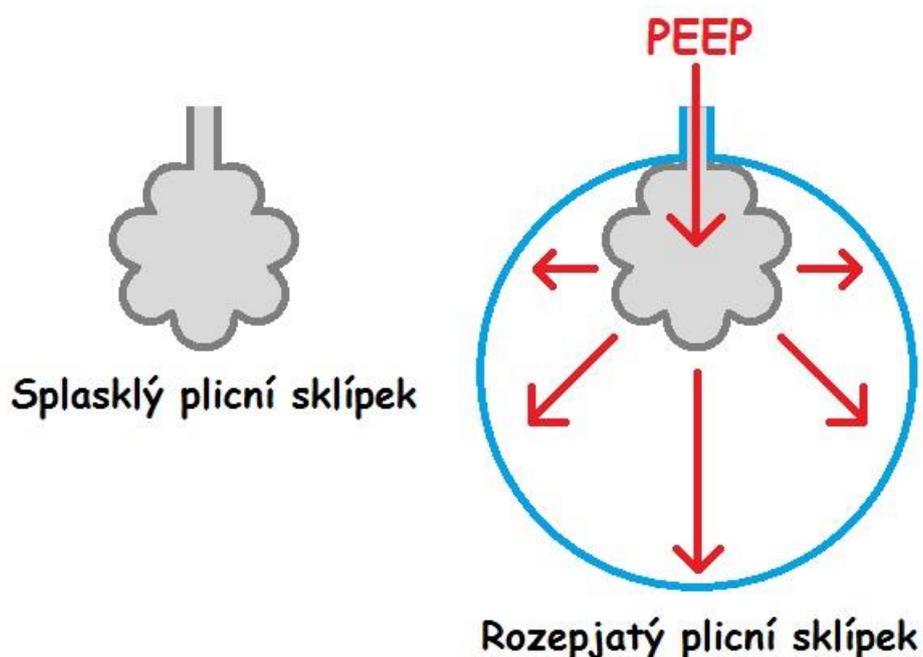
1.7 PEEP (Positive end expiratory pressure)

Positivní tlak v dýchacích cestách na konci výdechu, neboli PEEP, se udržuje, aby se zvýšil objem plynu, který v plicích zůstává po výdechu, což je znázorněno na obrázku 2. PEEP vytváří tlakový gradient na alveolo-kapilární membráně, jehož zvýšením dochází ke zlepšení výměny kyslíku v plicích a zvětšení dechových objemů.

PEEP ovlivňuje zvýšení velikosti funkční reziduální kapacity plic, usnadnění dechové práce při inspiriu, zlepšení proudění plynů v plicích, zvýšení průtoku krve plicemi a snížení cévního odporu v plicních tkáních. Podporuje také oxygenaci a zvyšuje nitrobřišní tlak. Aplikování PEEP se vždy spojuje s ventilační podporou. [7]

Vyskytují se tři úrovně PEEP dle hodnoty použitých tlaků: nízká, střední a vysoká. Nízká úroveň má tlak do 5 cmH₂O. U střední úrovně je tlak nastaven v rozmezí 5-10 cmH₂O a tlak vysoké úrovně se pohybuje okolo 15 cmH₂O.

Existují dva typy PEEP – extrinsický a intrinsický. Extrinsický, neboli vnější PEEP, je generován ventilátorem. Jedná se o možnost nastavení ventilátoru při mechanické ventilaci pacienta. Intrinsický, vnitřní, nebo také auto-PEEP, je způsobený nekompletním vydechnutím z důvodu obstrukce (zvýšený odpor v dýchacích cestách). Důsledkem auto-PEEP je zvyšování alveolárního tlaku v plicích na konci výdechu. [7]

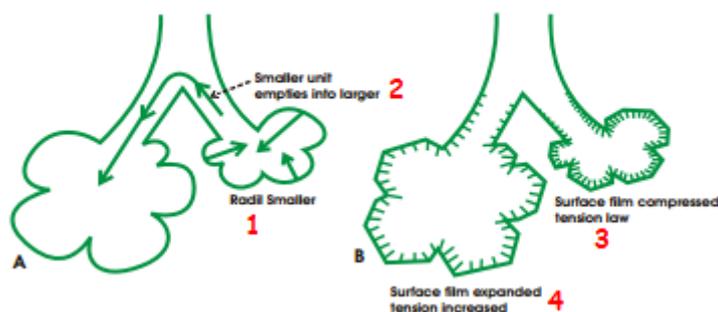


Obrázek 2: Funkce PEEP u splasklého sklípku [autor]

1.8 Kolaps plic

Situace označovaná jako kolaps plic nastane, pokud jsou hodnoty PEEP a FRC (viz kapitola 1.9 Funkční reziduální kapacita) nulové. Tato situace je sekundární atelektázou plicních sklípků. Novorozenecké plicní sklípky kolabují v důsledku nedostatku surfaktantu a přicházejí o funkci kvalitní výměny dýchacích plynů. Na obrázku 3 pod písmenem A je zobrazen princip kolapsu alveolů. Menší alveoly mají tendenci se vyprázdnit do větších alveolů. Obrázek 3 s písmenem B znázorňuje situaci, kdy je v alveolách dostatek surfaktantu, který snižuje povrchové napětí. U dospělých jedinců se kolaps plic projeví jako následek obstrukce, některých plicních onemocnění nebo tlaku, který působí zvenčí. Tlak působící zvenčí může být způsoben pneumothoraxem nebo výpotkem v pleurální dutině, která obklopuje plíce. Je vhodné zde zmínit pendelluft effect, během něhož dochází k pohybům vzduchu mezi předposledními částmi dýchacího stromu. Díky tomuto efektu se dají uvádět tak zvané časové konstanty jednotlivých alveolů. [13]

Pro zabránění kolapsu při výdechu musí být v plicích udržován podtlak a je nezbytná přítomnost surfaktantu. Kolaps plic se může projevit dušností, hypoxií (koncentrace kyslíku v krvi je snížena) a cyanózou (modravé zbarvení kůže zapříčiněné vyšší koncentrací odkysličeného hemoglobinu v krvi). [13]



Obrázek 3: Popis kolapsu alveolů [26]

1...kolabující alveoly

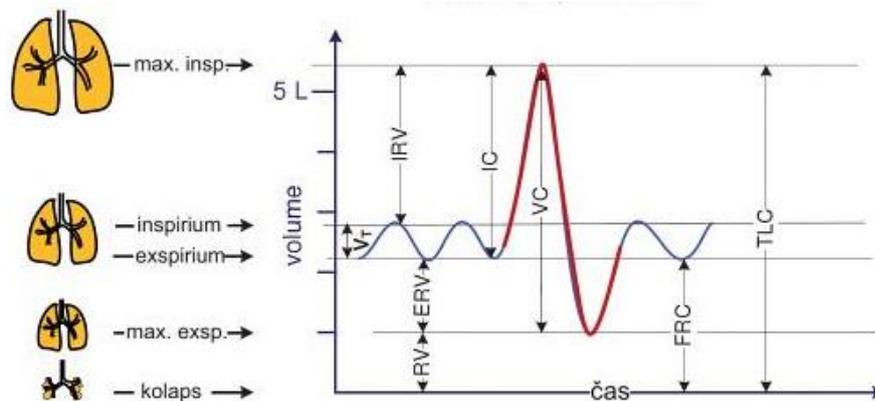
2...menší alveoly mají tendenci se vyprázdnit do větších

3...čím menší povrch alveolů, tím větší bude povrchové napětí

4...čím větší povrch alveolů, tím menší bude povrchové napětí

1.9 Funkční reziduální kapacita

Funkční reziduální kapacita plic (FRC, Functional Residual Capacity) je objem vzduchu, který se nachází v plicích po klidném výdechu. Z obrázku 4 je patrné, že tato kapacita zahrnuje součet reziduálního objemu (RV) a rezervního expiračního objemu (ERV). Reziduální objem je objem, který zůstává v plicích po maximálním výdechu. Má dvě složky, a to kolapsový objem a minimální objem. Kolapsový objem lze vytlačit z plic významným přetlakem. Minimální objem se dostává do plic při prvním vdechu dítěte. Rezervní expirační objem je možné vydechnout ještě po dokončení klidového výdechu. U novorozenců s plicním onemocněním je potřeba udržet stávající funkční reziduální kapacitu, a pro zabránění kolapsu alveolů je nutné ji navyšovat. Pokud nastane situace kolapsu, je hodnota této kapacity nulová. [7] [14]



Obrázek 4: Spirometrická křivka [14]

1.10 Plicní onemocnění

1.10.1 RDS

RDS (Respiratory Distress Syndrome) neboli syndrom respirační tísně je patologický stav plic, který se vyskytuje zejména u nezralých novorozenců, ale může se objevit například u dětí diabetických matek nebo u dospělých. Příčinou tohoto syndromu je nedostatek surfaktantu v plicích, v jehož důsledku dochází ke vzniku atelektáz čili splasklých plicních sklípků. Vznik atelektáz je příčinou nedostatku

kyslíku pro organismus (hypoxie), odumírání výstelky alveolů a plicního edému (otoku). Buňky výstelky alveolů, které odumřou, se později spojí a vytvoří tzv. hyalinní membrány. U lehkých případů syndromu respirační tísně stačí použít distenzní terapii, kterou je metoda CPAP. V těžších případech volíme jako terapii intubaci a umělou plicní ventilaci, případně je možná aplikace naturálního surfaktantu. [12] [13] [16]

Do skupiny příznaků syndromu respirační tísně můžeme zařadit tachypnoe, dyspnoe, grunting a cyanotické zbarvení kůže. Tachypnoe je zrychlené dýchání, které nastává, pokud je dechová frekvence větší než 60 dechů za minutu. Dyspnoe je ztížené dýchání, které se projevuje zatahováním hrudníku v místě úponu bránice, také alárními souhybem a vpadáváním mezižeberních prostorů. Alární souhyb se projevuje rozšiřováním nosních křídel neboli chřípí při nádechu. Grunting je naříkavý zvuk opakující se při výdechu, který vzniká prouděním vzduchu z plic proti staženým hlasivkám. Cyanotické zbarvení kůže znamená, že kůže má modravé zabarvení v důsledku vyšší koncentrace odkysličeného hemoglobinu v krvi. [12] [13] [16]

1.10.2 ARDS

ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrom nebo Adult Respiratory Distress Syndrom) může mít dva významy: syndrom akutní dechové tísně nebo syndrom dechové tísně u dospělých. Tento syndrom je charakterizován jako zánětlivý syndrom, který vede ke zvýšení permeability (propustnosti) alveokapilární membrány. Důsledkem tohoto poškození vzniká plicní edém (otok). Tento syndrom má plicní nebo mimoplicní formu průběhu. [11] [19]

Mezi příznaky tohoto syndromu patří dušnost, tachypnoe, kašel a hypoxie. Může se objevit tachykardie (zrychlená srdeční frekvence) a pískot při poslechu plic. Laboratorní vyšetření vykazuje abnormální hodnoty krevních plynů. [11] [19]

Léčba tohoto syndromu zahrnuje odstranění příčiny a zajištění alveolární ventilace. Nutná je dostatečná dodávka kyslíku tkáním. Nezbytná složka léčby je zaléčení infekce a metabolická podpora. [11] [19]

2 Metoda CPAP

Metoda CPAP (Continuous positive airway pressure) je nejrozšířenější neinvazivní ventilační podpora spočívající v udržení kontinuálního pozitivního přetlaku směsi plynů v dýchacích cestách v rámci celého dechového cyklu, který se skládá z expira a inspira. Tato distenzní terapie se využívá hojně v neonatologii u novorozenců, u kterých je zachováno spontánní dýchání. Neřeší tedy situaci totálního respiračního selhání. [13]

2.1 Princip a cíle metody CPAP

Nezralé plíce novorozence se syndromem respirační tísně trpí nedostatkem surfaktantu a mají nezralou plicní tkáň. Pokud tlak poklesne na určitou kritickou hodnotu, plíce mají sklon ke kolapsu. Principem podpůrné ventilační metody CPAP je udržet přetlak na konci výdechu (PEEP) co nejvyšší, zmenšíme tím riziko kolapsu alveolů při expiriu a následně je usnadněna dechová práce. Snahou metody je udržet stávající funkční reziduální kapacitu a je zde snaha tuto kapacitu navyšovat.

Cílem této metody je podpora dýchacího úsilí pacienta, zabránění kolapsu alveolů a udržení distenzního tlaku. Přetlak, který je u této metody žádoucí, se pohybuje v rozmezí 5–8 cmH₂O. Pokud se projeví zlepšování stavu plic, snižujeme přetlak na hodnotu 4 cmH₂O. Na této hodnotě můžeme ukončit metodu CPAP. [13]

2.2 Postup

Nejprve se musí určit, zda pacient splňuje stanovená kritéria pro aplikaci metody CPAP. Pokud je u pacienta vhodné použít metodu CPAP, je potřeba zvolit správnou velikost masky popřípadě nostril, přičemž je kladen důraz na těsnost nostril ke stěně nosních dírek a zabránění vzniku otlaků. A dále je nutné správné nastavení CPAP ventilátoru. Nezbytné je pozorování stavu pacienta. Pokud metoda CPAP není efektivní, musí se nastavit jiné parametry ventilátoru nebo je zvolena invazivní ventilace. [12] [13] [19]

Během metody CPAP musí být sledovány vitální funkce pacienta, standardně se používá pulzní oxymetr udávající saturaci, který se přiděluje na horní nebo dolní končetinu. Společně s pulzním oxymetrem je někdy využit i monitor vitálních funkcí, kde je sledována EKG křivka a respirace pacienta, díky kterým je určena závažnost apnoe (vynechání dechu). Respirační křivka ukazuje, zda pacient dýchá nebo nikoli a EKG křivka ukazuje přítomnost bradykardie (zpomalená srdeční frekvence).

2.3 Vdechovaná směs ventilačního plynu

Směs vzduchu s kyslíkem, kterou pacient vdechuje, má přísná pravidla. Především musí být nastaven průtok a tlak. Tyto dvě veličiny jsou řízeny průtokoměry a redukčními ventily, protože tlak kyslíku ze zdroje je příliš vysoký. Zdroj kyslíku a vzduchu je obvykle zajišťován centrálním rozvodem plynů nebo tlakovými láhvemi. [7] [12] [13] [19]

Důležitým faktorem u této metody je teplota a vlhkost vdechované směsi. Teplota vdechované směsi závisí na typu onemocnění, ale neměla by přesáhnout tělesnou teplotu pacienta. Pokud by směs nebyla zvlhčená a ohřátá, došlo by k dehydrataci, poškození plicní tkáně a zvýšenému riziku infekce dolních cest. [7] [12] [13] [19]

Dalším důležitým faktorem je množství kyslíku ve vdechované směsi. Toxicita kyslíku závisí na době expozice a koncentraci kyslíku, která by u novorozenců při dlouhodobém dodávání kyslíku neměla být větší než 40 %. Pokud je tato bezpečná hodnota koncentrace kyslíku překročena, může dojít k nevratným patologickým změnám na sítnici, v plicní tkáni a v mozku. Nejzávažnějším poškozením z důvodu toxicity kyslíku je retinopatie u nezralých novorozenců, což je onemocnění nezralé sítnice, které může vést až ke slepotě. [7] [12] [13] [19] [28]

2.4 Výhody a nevýhody

Metoda CPAP má své výhody a nevýhody. Za největší výhodu je považována možnost nastavení proudu vzduchu, který novorozenec vdechuje a současně je přístroj schopen udržet dostatečný tlak. Mimo jiné je tato metoda neinvazivní a šetrnější k pacientovi než umělá plicní ventilace. Mezi nevýhody jsou zařazeny: otlak nosní sliznice, nemožnost zabránit apnoickým pauzám, zvýšené zahlenění nebo možnost útlaku velkým cév a srdce. Aspekty vylučující použití této metody jsou: bezvědomí, dechová zástava, traumata v oblasti obličeje nebo oběhová zástava a další. [13]

3 Technický úvod

Tato část práce obsahuje dělení systémů dle charakteru generování tlaku, schéma okruhu systémů a možnosti aplikátorů.

3.1 Dělení CPAP systémů

Přístroje, které zajišťují neinvazivní ventilační podporu, se dělí dle charakteru generování přetlaku v systému. Existují dva hlavní typy technik, a to jsou s kontinuálním průtokem a s variabilním průtokem.

3.1.1 Přístroj s kontinuálním průtokem

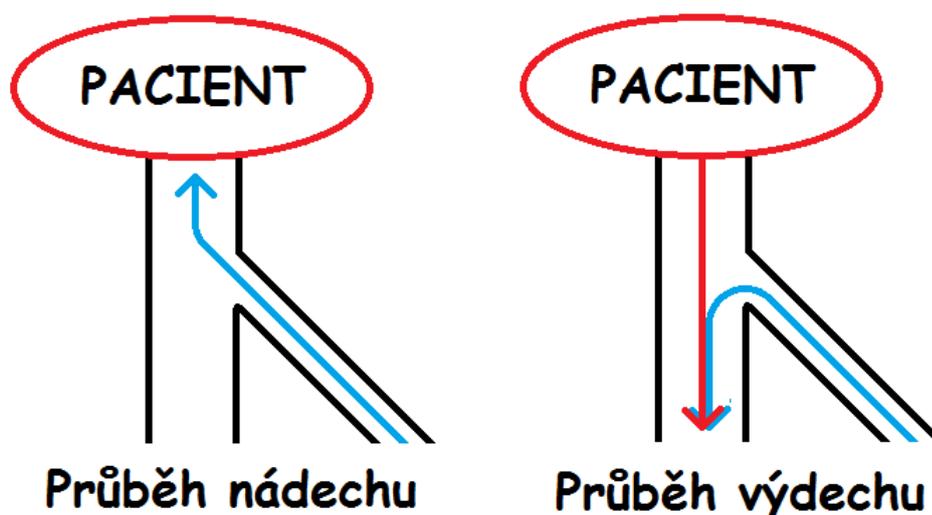
U přístrojů s kontinuálním průtokem se vyskytují ještě dva podtypy: konvenční ventilátor a Bubble CPAP (viz obrázek 5 od výrobce Fisher&Paykel) a tato zařízení kontinuálním průtokem generují tlak. Směs plynů proudí kontinuálně do nostril. Nazální CPAP znamená, že je přetlak aplikován skrze nosní dírky pacienta. Vedlejším účinkem této metody je možnost dodání vzduchu do břicha pacienta, který může expandovat a negativně zasahovat do dýchání. Z tohoto důvodu se u pacienta zavádí orogastrická sonda, která dokáže odstranit vzduch z břicha ven.



Obrázek 5: Generátor Bubble CPAP [23]

3.1.2 Přístroj s variabilním průtokem

Generování variabilního průtoku spočívá v nastavení průtoku plynů a ventilátor sám upravuje tlak. Přístroje s tímto průtokem plynu mohou zajistit generování tlaku na jedné tlakové úrovni nebo na dvou hladinách. Přístroje zajišťující jednoúrovňovou tlakovou podporu jsou generátory typu *Infant Flow* (viz obrázek 7) a *Medijet* (viz obrázek 8). Oproti přístrojům s kontinuálním průtokem, tyto generátory usnadňují výdech pacienta, jak je patrné na obrázku 6.



Obrázek 6: Usnadnění výdechu pacienta [autor]

Zástupcem skupiny přístrojů, které pracují na dvou hladinách, je přístroj BiPAP (Bilevel Positive Airway Pressure), který je znázorněn na obrázku 9. U této možnosti systému jsou nastaveny dvě hladiny CPAP, vyšší hodnota je nastavena při nádechu a nižší hodnota je nastavena u výdechu. Systém mezi těmito hodnotami přepíná, a proto je nezbytné nastavení frekvence dýchání pacienta. Vytváření druhé tlakové úrovně je zajištěno krátkodobým navýšením průtoku plynu ve ventilačním okruhu.

Obě dvě skupiny přístrojů mají stejnou nevýhodu jako přístroje s kontinuálním průtokem, a to možnost přítomnosti vzduchu v břiše pacienta, která musí být řešena zavedením orogastrické sondy. Nicméně přístroje s variabilním průtokem udržují stabilnější tlak, než přístroje s kontinuálním průtokem, které poměrně významně fluktuují.



Obrázek 7: Generátor Infant Flow [20]



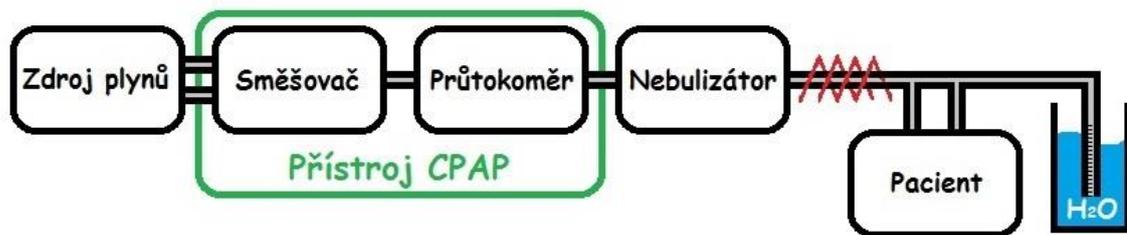
Obrázek 8: Generátor Medijet [21] [22]



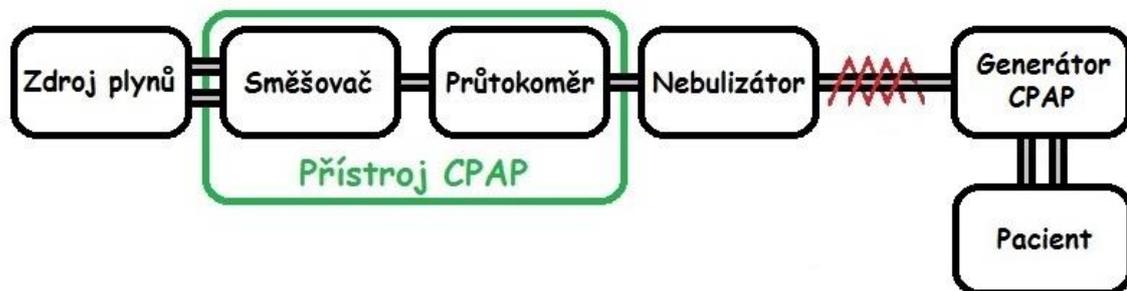
Obrázek 9: Generátor BiPAP [24] [25]

3.2 Okruh systému

Základními prvky okruhu systémů jsou: zdroj plynů, směšovač, průtokoměr a nebulizátor. Mezi zdrojem tlaku a směšovačem bývá redukční ventil, který snižuje tlak plynů, které vychází ze zdroje plynů. Směšovač a průtokoměr dohromady tvoří přístroj CPAP. Nebulizátor zahrnuje funkci ohřívání a zvlhčování směsi plynů, kterou pacient vdechuje. Obrázek 10 znázorňuje okruh systému Bubble CPAP a na obrázku 11 je popsán okruh systému Infant Flow nebo Medijet. Základní prvky jako zdroj plynů, směšovač, průtokoměr a nebulizátor obsahují oba dva okruhy. Systémy Infant Flow a Medijet má monitor tlaku, na rozdíl od systému Bubble CPAP, který tento monitoring postrádá. Okruh systémů Infant Flow a Medijet jsou zakončeny generátorem CPAP, ale systém Bubble CPAP končí trubicí vedenou do kádinky s vodou, kde můžeme pozorovat efekt bublin. Přibližná cena systému Medijet je 250 000 Kč, v případě Infant Flow je 400 000 Kč a hodnota systému Bubble CPAP je přibližně 80 000 Kč.



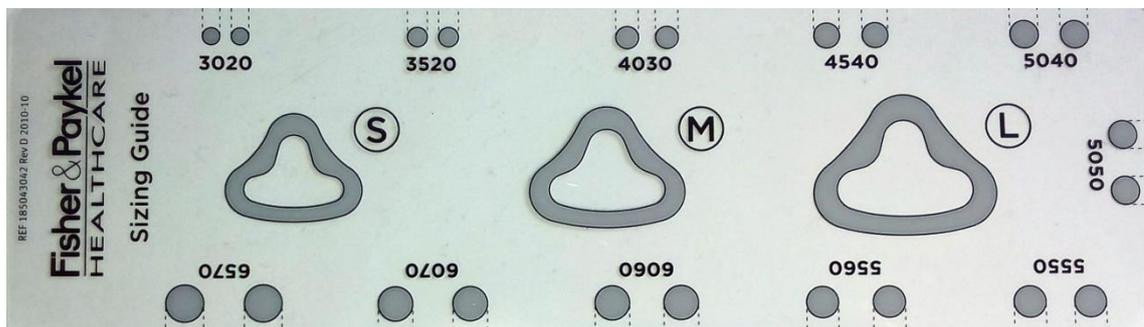
Obrázek 10: Okruh systému Bubble CPAP [autor]



Obrázek 11: Okruh systému Infant Flow a Medijet [autor]

3.3 Aplikátory

Ventilace může být provedena pomocí nosní (nazální) kanyly, pharyngeální kanyly nebo masky CPAP. V dnešní době se nejvíce využívá metody nazálního CPAP. Provádí se pomocí dvou průduchových nostril. Rozměry těchto nostril musí odpovídat velikosti nosních dírek novorozence. I délka těchto nostril je rozdílná z důvodu jejich zavedení do různé hloubky nosních dírek. Tyto rozměry se dají určit například pomocí šablony od firmy Fisher&Paykel na obrázku 12. Další metodou je použití masky na metodu CPAP. Tato maska je malá a musí být pevně přiložena na obličej novorozence. Využívá se u novorozenců, kteří spadají do nejmenších hmotnostních kategorií. Pharyngeální kanyla je zavedena do hltanu (pharyngu) jedním nosním průduchem. Dnes se tato kanyla považuje za zastaralý způsob neinvazivní ventilační podpory. Pro účely této bakalářské práce postačí, když se budeme zabývat pouze aplikací pomocí průduchových nostril. [12] [13]



Obrázek 12: Rozměry průduchových nostril [autor]

4 Současný stav – systémy typu Bubble CPAP

Bubble CPAP ventilační systémy, které jsou v současné době komerčně dostupné, se mezi sebou zásadně neliší a jejich obecné schéma je znázorněno na obrázku 13. Medicinální plyny (vzduch, kyslík), jsou přiváděny do směšovače plynů, který bývá doplněn plováčkovým průtokoměrem s typickým rozsahem 0–15 L/min. Směšovač s průtokoměrem zpravidla představují samostatný blok, který bývá umístěn na pojízdném stojanu, nebo je uchycen na konstrukci patientského lůžka či inkubátoru. Směšovač plynu s průtokoměrem je jedinou součástí tohoto ventilačního systému, která se využívá opakovaně.

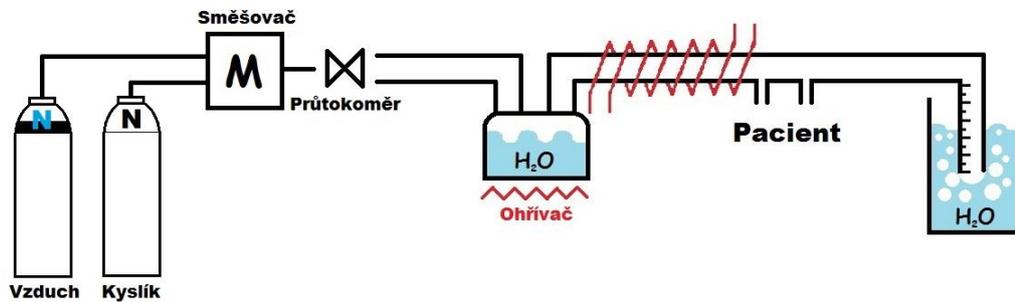
Ventilační okruh Bubble CPAP systému je výrobcem dodáván výhradně pro jediného pacienta a jeho sterilizace není žádoucí. Okruh je tvořen inspirační hadicí s mechanickým přetlakovým ventilem, nastaveným na hodnotu 17 cmH₂O, portem pro připojení nostril a je zakončen expiračním ramenem, které je zanořeno dle požadovaného CPAP/PEEP tlaku pod vodní hladinu v expirační nádobce. Hloubka vyústění expiračního ramene v centimetrech odpovídá tlaku vodního sloupce CPAP/PEEP.

Nedílnou součástí ventilačního okruhu je tepelný zvlhčovač, který zajišťuje zvlhčování směsi plynu. Tato část se připojuje do inspirační části okruhu, mezi průtokoměr a pojistný přetlakový ventil, který je znázorněn na obrázku 14. Celý systém je znázorněn na obrázku 15.

Ve zvlhčovací komoře je hladina sterilní vody, která je na spodní straně komory zahřívána, typicky na teplotu 39 °C. Tím je zajištěn vznik odpařování vody do suché ventilační směsi, která nad touto vodní hladinou proudí. Aby nedošlo k přílišné kondenzaci vody mezi zvlhčovací komorou a portem pro připojení patientských nostril, je tento úsek vyhříván pomocí topného, odporového drátu. Sterilní vodu je nutné do komory pravidelně doplňovat, aby bylo zajištěno kontinuální zvlhčování.

Toto jednoduché a funkční řešení podpůrného ventilačního CPAP systému ale není vybaveno žádným monitorem tlaku ventilační směsi v okruhu. V případě náhlého, nežádoucího, rozpojení okruhu nemá obsluha žádnou informaci o poklesu tlaku v okruhu. Z hlediska nastavení přístroje je žádoucí sledovat, jak velké jsou tlakové

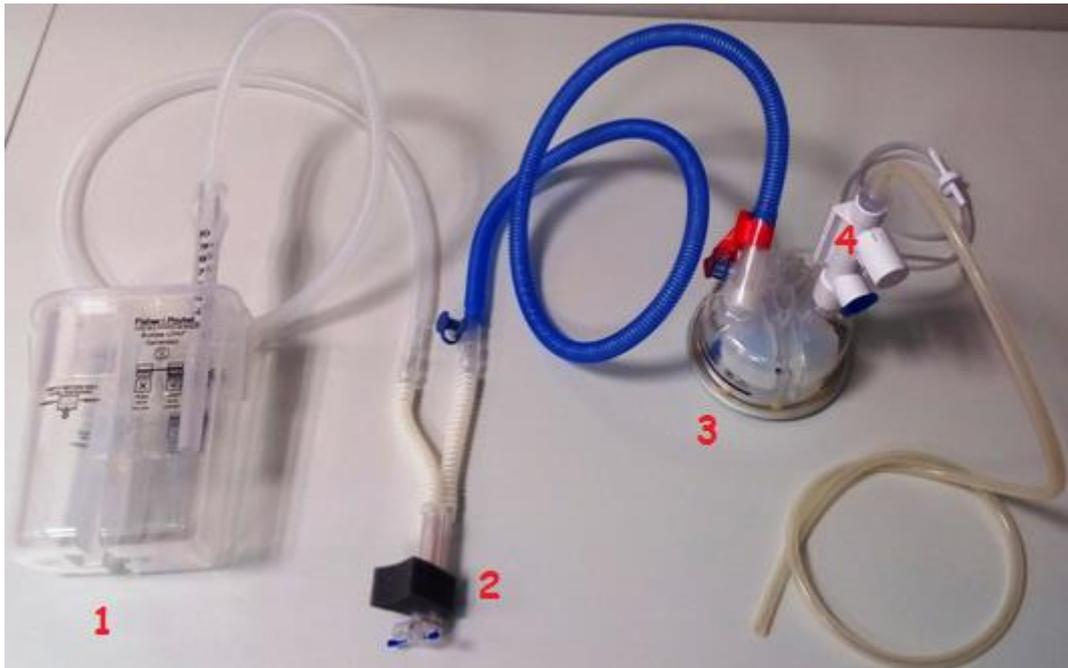
oscilace generované vodními bublinami. Velikost tlakových oscilací je závislá na nastaveném průtoku, ale bez monitorovacího systému není jak sledovat změny tlaků v okruhu či na začátku dýchacích cest pacienta.



Obrázek 13: Schéma současného stavu systému Bubble CPAP [autor]



Obrázek 14: Pojistný ventil systému Bubble CPAP [autor]



Obrázek 15: Současný systém Bubble CPAP [autor]

- 1...nádobka pro vodu, ve které se generují bubliny
- 2...aplikátor
- 3...tepelný zvlhčovač
- 4...pojistný ventil

4.1 Požadavky na systém Bubble CPAP

Aby byl systém s nově navrženým monitorem tlaku efektivní, je nutné určit základní požadavky na systém. Zde se vyskytují čtyři hlavní požadavky: jednoduchost, snadná připojitelnost, minimální zásah do systému a cena. Systém musí být jednoduchý z důvodu snížení rizika chyby člověka a usnadnění práce pro obsluhující personál. A čím jednodušší systém se bude vytvářet, tím bude cena nižší. Nízká cena je důležitým faktorem, který ovlivňuje, zda nový systém bude plně využit. Monitor musí být snadno připojitelný. Minimálním zásahem do systému rozumíme využití již stávajících standardizovaných přístupů pro připojení měřicí jednotky.

5 Možnosti řešení – měření distenzního tlaku v okruhu patientského okruhu typu Bubble CPAP

Možnosti řešení využitelné v praxi musí splňovat požadavky na systém, které jsou uvedeny v kapitole 4.1.

5.1 Monitor respirace

V řadě nemocničních zařízení se vyskytují samostatné monitory respirace, umožňující měřit průtoky ventilační směsi a tlaky v patientském okruhu. Tyto monitory se dosud používají jako doplňkové monitory, zejména pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Příkladem tohoto řešení je např. monitor *Florian* (Acutronic, Švýcarsko), který je zobrazen na obrázku 16, ale jeho výroba již byla ukončena. Alternativa tohoto monitoru na trhu v současné době není.

Monitor Florian je použitelné řešení pro měření a zobrazování průběhu tlaku v patientském okruhu Bubble CPAP, nicméně číselně je schopen pouze zobrazit hodnotu MAP (Mean Airway Pressure) neboli střední tlak. Hodnoty minima a maxima nejsou číselně udávány

Vzhledem k nedostupnosti tohoto zařízení a technickým nedostatkům, které odporují zadání této práce je použití tohoto monitoru vyloučeno.



Obrázek 16: Monitor respirace Florian [autor]

5.2 Komůrka pro invazivní měření tlaku připojená k monitoru vitálních funkcí

Další možnou alternativou řešení monitoru tlaku ve ventilačním okruhu Bubble CPAP je využití tlakové komůrky, běžně používané pro měření invazivního krevního tlaku, tzv. IBP (Invasive Blood Pressure). Měřicí komůrka je standardně používána s katetrem, který je vyplněný vodou, tedy vlhkost ventilační směsi by neměla představovat problém z hlediska typu prostředí a časové stability měření. Tlakovou komůrku lze připojit k patientskému monitoru vitálních funkcí, který je schopen graficky vizualizovat průběhy tlaku, je schopen měřit hodnoty středního tlaku, minima i maxima, ale naměřené hodnoty udává v jednotkách mmHg, což jsou jednotky určené pro krevní tlak. Přepočtení na hodnoty tlaku v cmH₂O by mohl být pro personál obtížný a ve stresových situacích by např. mohlo dojít k nesprávně určenému odečtu hodnot, což by potenciálně mohlo vést k ohrožení pacienta. Další komplikace by mohla nastat v případě vyvolání alarmové situace, kdy by patientský monitor nedokázal rozlišit důležitost alarmu (méně závažný/závažný alarm) a vznikala by tak řada falešně pozitivních alarmových hlášení, což by nebudilo důvěru v tento systém řešení zejména u nelékařského zdravotnického personálu.

Zároveň je toto technické řešení cenově náročné - ceny kvalitních patientských monitorů se pohybují v řádu stovek tisíc korun.

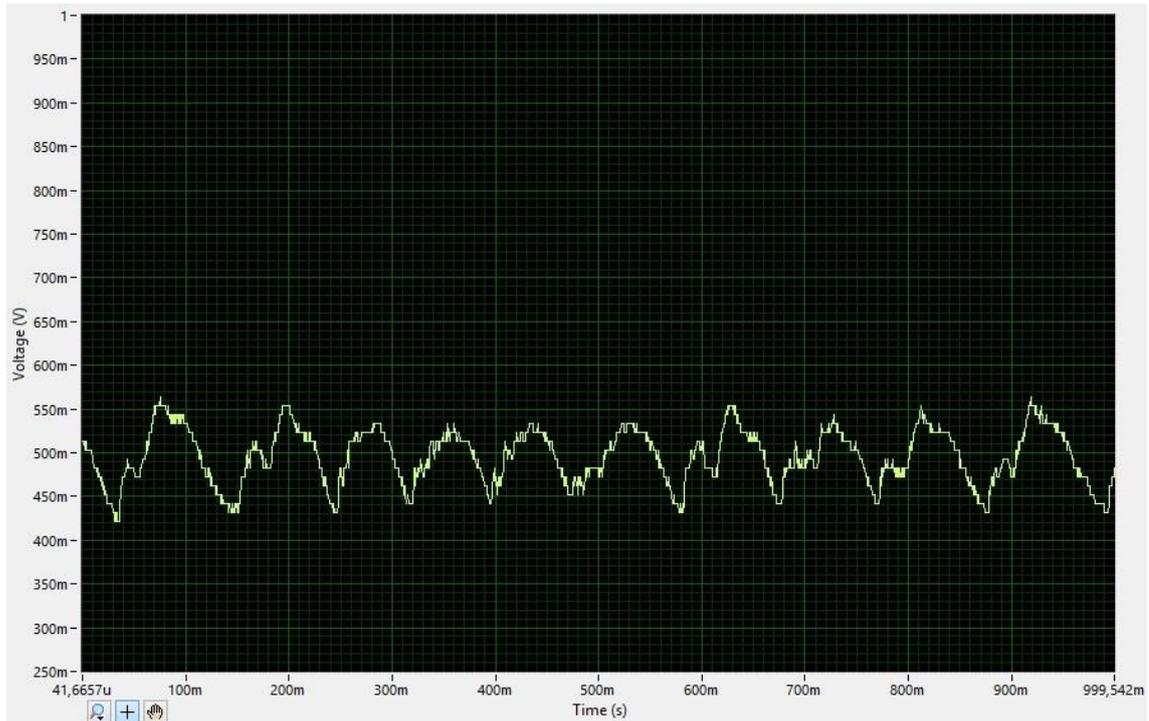
5.3 Komůrka pro invazivní měření tlaku s vlastním monitorem

Vlastní řešení monitoru tlakových oscilací vychází z kvalit výše uvedených řešení, ale je zohledněna cena a dostupná realizovatelnost.

Pro měření tlaku je využita komůrka pro IBP, která je v tomto případě napojena na vlastní blok jednoduché elektroniky, kterou představuje stabilizátor napětí 5 V, přístrojový zesilovač a A/D převodník s možností přímého propojení s PC, v podobě notebooku, s vhodným SW, jako je např. LabView Signal Express. Toto řešení má velkou výhodu ve výrazně nižší ceně, než je cena patientského monitoru.

Ukázka výstupu řešení je níže. Na obrázku 17 byl průtok pro měření nastaven na 5 L a expirační rameno okruhu bylo umístěno 3 cmH₂O pod vodní hladinu. Čím větší průtok nastavíme, tím větší amplitudu oscilací dostaneme.

Detailní popis celého řešení je předmětem této bakalářské práce a je uveden v následující kapitole.

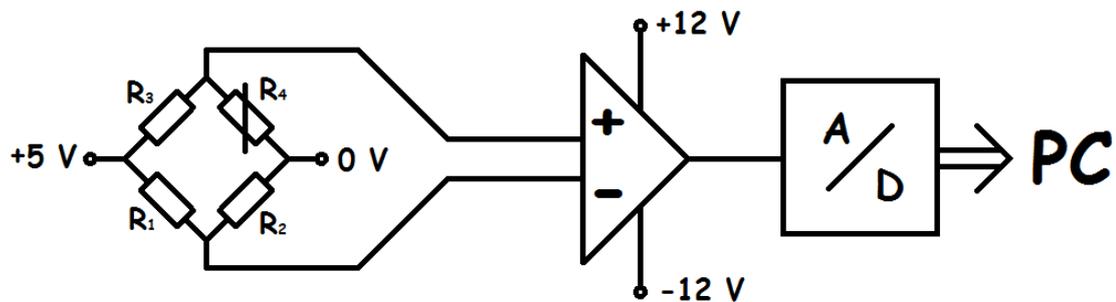


Obrázek 17: Záznam CPAP pro komůrku IBP s vlastním monitorem [autor]

6 Vlastní systém pro měření tlaku u systému Bubble CPAP

Monitorovací systém pro podpurný ventilační CPAP systém pro novorozence musí být snadno a jednoduše připojitelný, dostatečně citlivý na změny tlaku ve ventilačním okruhu pacienta a uživatelsky snadno obsluhovatelý. Při návrhu tohoto systému proto bylo přihlédnuto k možnostem jednotlivých oddělení a tedy i potenciálních uživatelů těchto systémů. Jelikož je na odděleních běžně dostupné měření invazivního krevního tlaku, využití běžných IBP komůrek bylo jednoznačně motivující pro využití ve vlastním měřicím systému. Využití dalších komponent pak logicky vyplývá z principu funkce snímače.

Principiální uspořádání měřicí linky je naznačeno na obrázku 18. Toto schéma obsahuje komůrku pro invazivní měření tlaku (IBP) v podobě odporového můstku s tenzometrem, přístrojový zesilovač, A/D převodník, který zajišťuje následné přenášení dat do počítače, kde jsou zpracována pomocí prostředí LabVIEW Signal Express. Pro napájení systému je využito symetrického napájení +/-12V pro přístrojový zesilovač a stabilizovaného napětí +5V pro napájení můstku s tlakovým senzorem, viz obrázek 18.



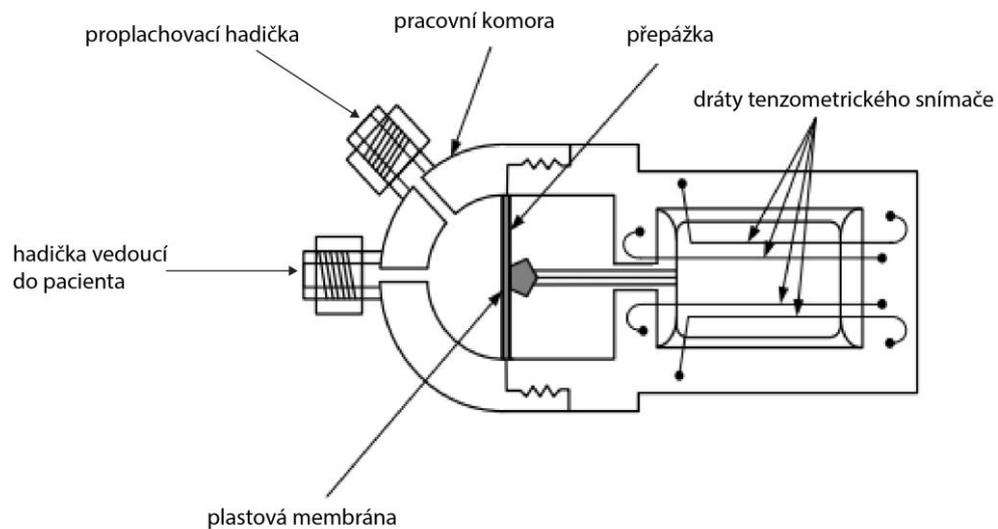
Obrázek 17: Principiální schéma měřidla tlaku v Bubble CPAP podpurném ventilačním systému [autor]

6.1 Komůrka pro invazivní měření krevního tlaku (IBP)

Komůrka pro IBP (viz obrázek 19 a 20) od firmy SCW je extravaskulární katétr, standardně používaný pro měření tlaku kapaliny. Experimentálně ale bylo vyzkoušeno, že je vhodný i pro měření tlaku plynu. Plyn, který je přiveden do této komůrky působí na membránu, která vyvolaný tlak přenáší na odporový tenzometr.



Obrázek 19: Detail komůrky pro IBP [31]



Obrázek 20: Pouzdro tlakového senzoru komůrky pro IBP - detail technického uspořádání [31]

Odporový tenzometr je připojen do odporového můstku. Uspořádání jednotlivých součástí je uvedeno na obrázku 22 (viz kapitola 6.1.2 Wheatstoneův můstek).

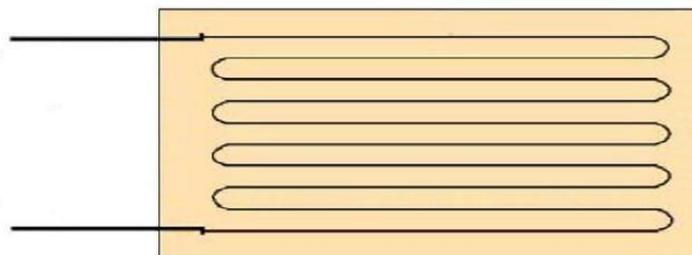
6.1.1 Tenzometr

Senzorem tlaku je tenzometr (viz Obrázek 21), který převádí mechanickou deformaci membrány na změnu elektrického odporu. Tenzometr, umístěný na membráně, jež se prohýbá úměrně tlaku tekutiny nebo i plynu, který na ni působí. Tím, že se membrána prohne, je způsobena změna elektrického odporu tenzometru. Zapojením tenzometru do Wheatstoneova můstku dostaneme převodník mechanického tlaku na elektrické napětí. Existují dva základní druhy tenzometrů: kovové a polovodičové, jejich převodní charakteristiky jsou uvedeny v kapitole 6.2.1 Převodní charakteristika použitého zařízení. [31] [32]

Rovnice pro výpočet odporu kovového tenzometru je následující:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (3)$$

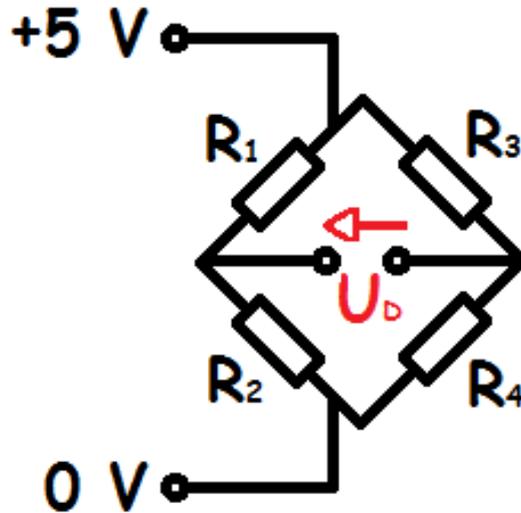
Odpor roste s délkou kovového drátku tenzometru a klesá se zvětšujícím průměrem materiálu. R představuje odpor (Ω), ρ je měrný elektrický odpor ($\Omega \cdot m$), l je délka vodivého materiálu (m) a S představuje průměr daného materiálu (m^2). [31] [32]



Obrázek 21: Tenzometr (drátkový) [29]

6.1.2 Wheatstoneův můstek

Wheatstoneův můstek (viz obrázek 22) je obvod, který se využívá k měření rozdílu napětí na děličích. Můstek je napájen 5 V a skládá se ze čtyř větví. Větve se chovají jako dva odporové děliče a výstupem z můstku je rozdíl napětí na děličích, uvedený na obrázku 22, označen jako U_D , neboli diagonální napětí, které je následně přiváděno do zesilovače k dalšímu zpracování. [31]



Obrázek 22: Wheatstoneův můstek [autor]

6.2 Přístrojový zesilovač

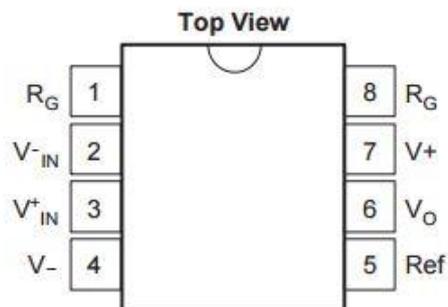
Přístrojový nebo diferenční zesilovač (viz obrázek 23) zesiluje rozdíl potenciálů na vstupních svorkách. Zde byl použit zesilovač INA 128 od firmy Texas Instruments, který vykazuje vynikající přesnost a je vhodný pro biomedicínské aplikace, má velký vstupní odpor, vysoký činitel potlačení souhlasného signálu CMRR (Common Mode Rejection Ratio) a jeho vlastní šum je nízký. Napájení toho zesilovače je symetrické $\pm 18\text{ V}$ a výrobcem uváděná maximální možná velikost napájecího napětí je až $\pm 40\text{ V}$ bez jakéhokoli poškození. [33]

Na obrázku 24 je znázornění rozložení všech osmi pinů v přístrojovém zesilovači INA 128 převzaté z katalogového listu firmy Texas Instruments, která tento produkt vyrábí. Tato součástka má dovoleno nastavení offsetu. Změny offsetu je možné využít pro kalibraci nulového tlaku. Pomocí přivedení referenčního napětí, které nastavíme otočným potenciometrem, na referenční pin zesilovače dochází k nulování. [31] [33]

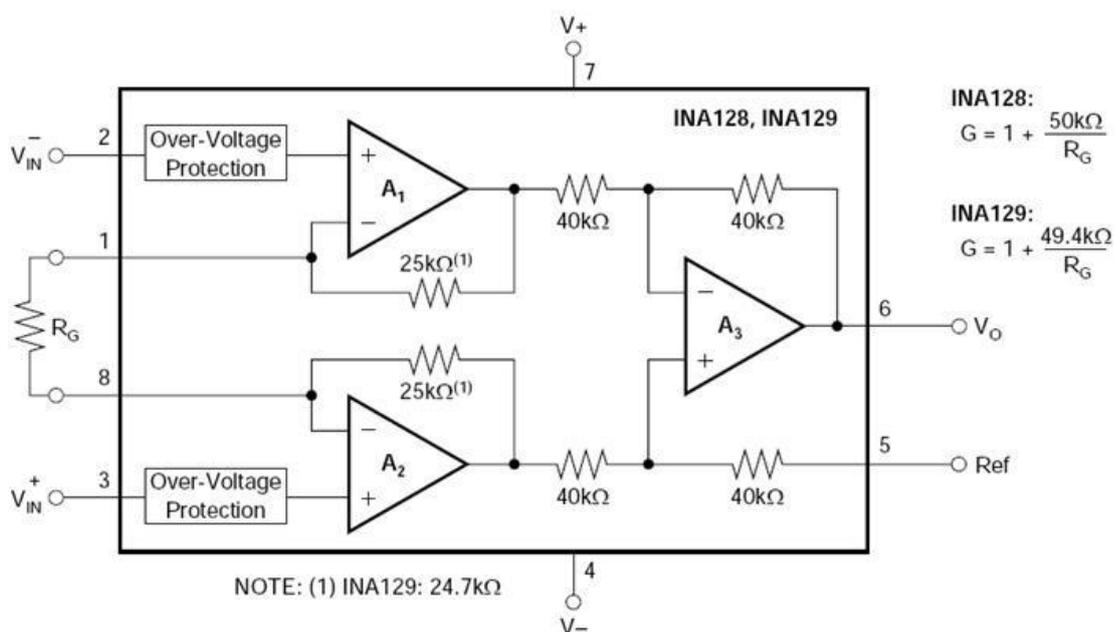
Obrázek 25 znázorňuje schéma uspořádání celého zesilovače INA 128.



Obrázek 23: Přístrojový zesilovač INA 128 [33]



Obrázek 24: Rozložení pinů [33]



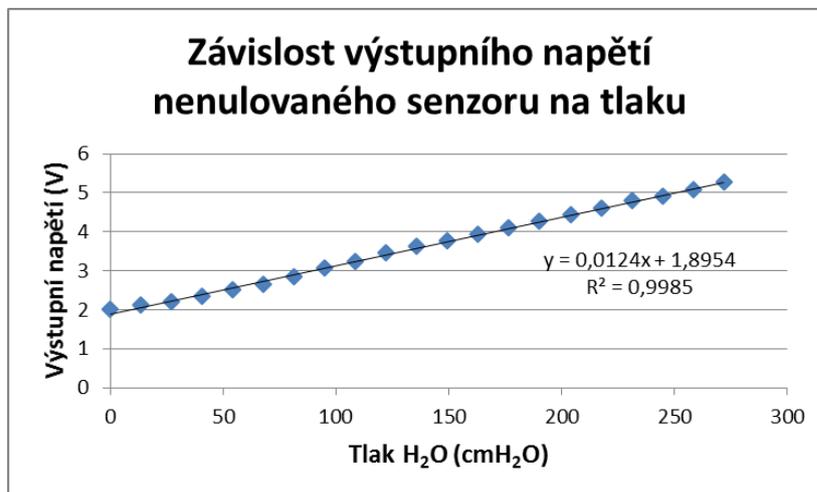
Obrázek 25: Schéma zapojení přístrojového zesilovače INA 128 [34]

6.2.1 Převodní charakteristika použitého zařízení

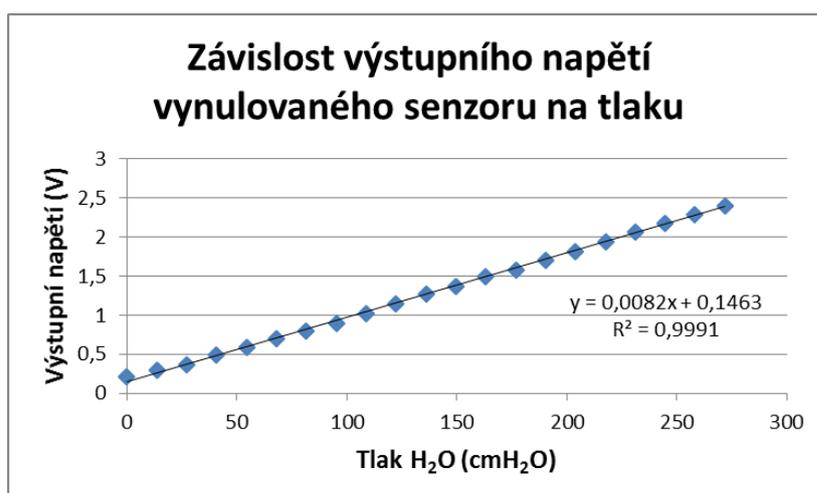
Kovové tenzometry mají převodní charakteristiku lineární, na rozdíl od polovodičových, jejichž převodní charakteristika je nelineární. Nelinearita vyplývá z piezorezistivního jevu, což je vlastnost krystalu vytvořit elektrické napětí, pokud je deformován. Když je krystal deformován, dojde ke změně měrného elektrického odporu, který je u kovových tenzometrů konstantní. V komoře IBP byl využit kovový

tenzometr právě pro svou lineární charakteristiku. Aby byl výskyt chyb co nejvíce minimalizován, je nutné senzor kalibrovat a nulovat. [31] [32]

Pro přesnější měření je nutné nastavení tzv. offsetu, které spočívá v nastavení výchozí nulové hodnoty napětí pro hodnotu atmosférického tlaku. Toto nastavení se provádí na přístrojovém zesilovači. Výstupní napětí na zesilovači se tedy posune na nulu a tím se změní celá převodní charakteristika. Z níže uvedených obrázků 26.1 a 26.2 vyplývají závislosti výstupního napětí nenulovaného a vynulovaného senzoru na tlaku. Je zde znázorněno, že použitím nenulovaného senzoru by došlo k chybě měření. Převodní charakteristiky obou grafů jsou lineární, ale přesné měření získáme s vynulovaným senzorem. Součástí grafů jsou i rovnice kalibračních křivek. [31]



Obrázek 26.1: Závislost výstupního napětí nenulovaného senzoru tlaku [31]



Obrázek 26.2: Závislost výstupního napětí vynulovaného senzoru na tlaku [31]

6.3 A/D převodník

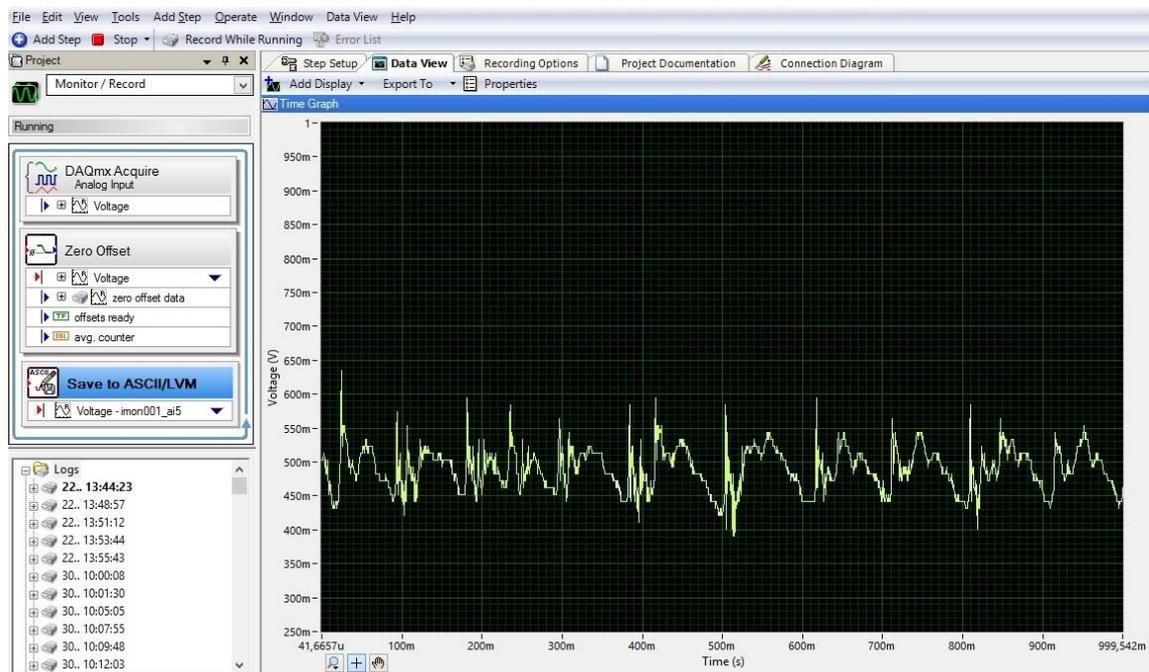
A/D převodník zajišťuje převod z analogového signálu na digitální. Byl použit NI DAQ USB 6008 od firmy National Instruments, který je znázorněn na obrázku 27. A/D převodník ve spolupráci se systémem LabVIEW Signal Express zajišťuje rychlé zobrazení průběhu hodnot na monitoru počítače. Toto zařízení je jednoduché pro rychlé měření, ale dostatečně přizpůsobivé i pro složitější měřicí aplikace a využívá principu postupné aproximace. Vstupní rozlišení USB 6008 je 12 bitů a vzorkovací frekvence použitá při měření byla nastavena na 100 Hz, tzn. za jednu sekundu dostaneme 100 naměřených hodnot.



Obrázek 27: A/D převodník NI DAQ USB 6008 [30]

6.4 LabVIEW Signal Express

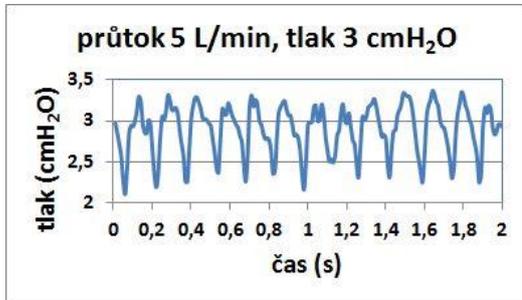
LabVIEW Signal Express je softwarové prostředí od společnosti National Instruments, které je určeno pro rychlý vývoj jednoduchých aplikací, jenž komunikuje přímo s porty A/D převodníku. Načítá data a zobrazuje je v okně, které si uživatel sám libovolně zvolí. To umožňuje zobrazit osy minima a maxima měření. Obrázek 28 názorně ukazuje, jak toto prostředí vypadá.



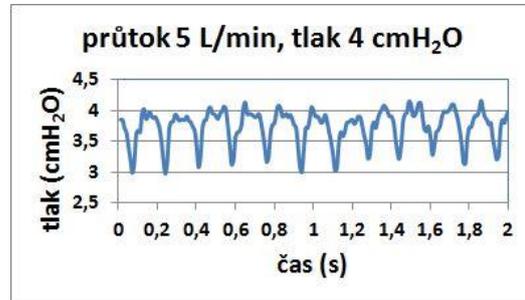
Obrázek 28: Prostředí LabView [autor]

7 Výsledky

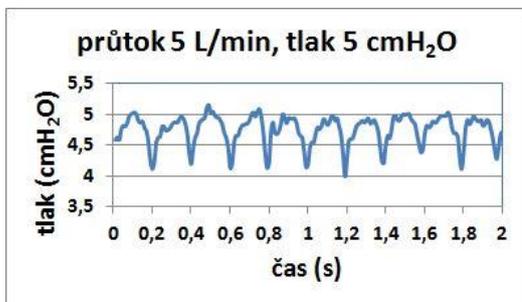
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 5 L/min



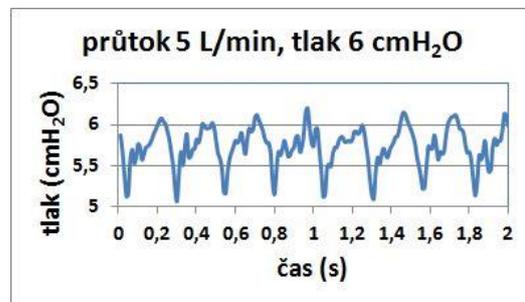
Graf 1.1: Průtok 5 L/min, tlak 3 cmH₂O



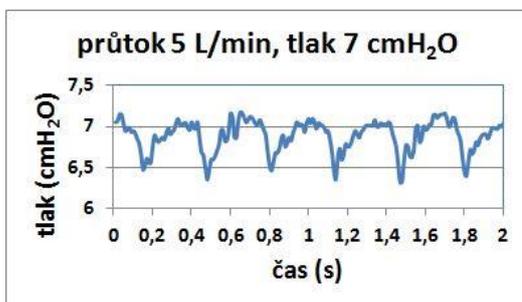
Graf 1.2: Průtok 5 L/min, tlak 4 cmH₂O



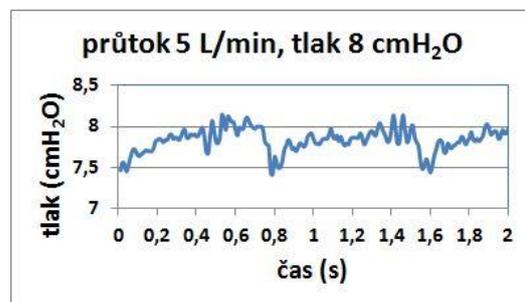
Graf 1.3: Průtok 5 L/min, tlak 5 cmH₂O



Graf 1.4: Průtok 5 L/min, tlak 6 cmH₂O

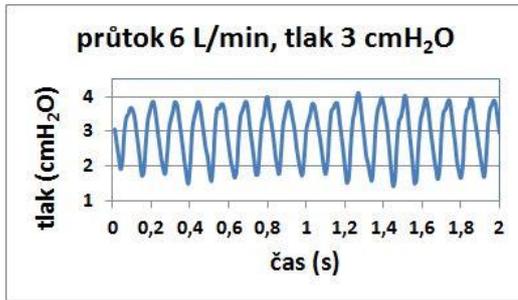


Graf 1.5: Průtok 5 L/min, tlak 7 cmH₂O

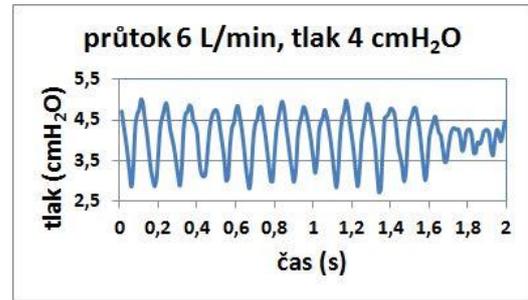


Graf 1.6: Průtok 5 L/min, tlak 8 cmH₂O

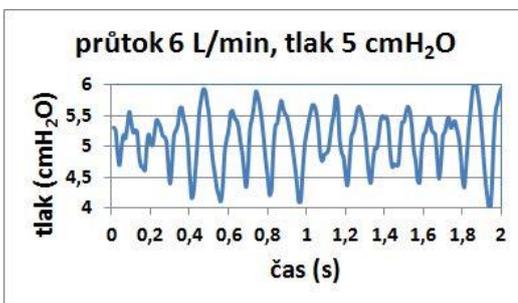
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 6 L/min



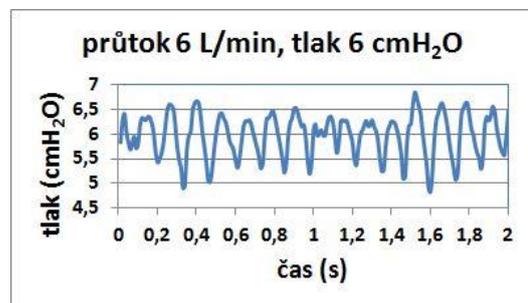
Graf 2.1: Průtok 6 L/min, tlak 3 cmH₂O



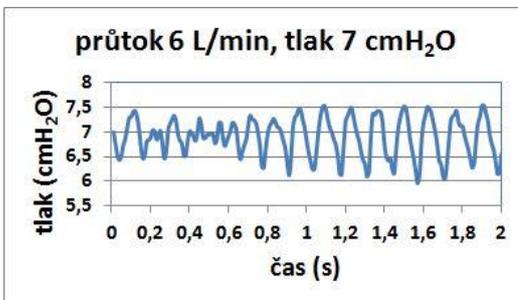
Graf 2.2: Průtok 6 L/min, tlak 4 cmH₂O



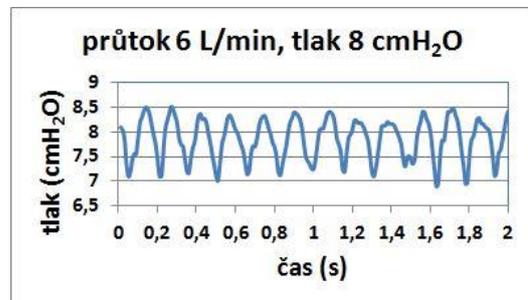
Graf 2.3: Průtok 6 L/min, tlak 5 cmH₂O



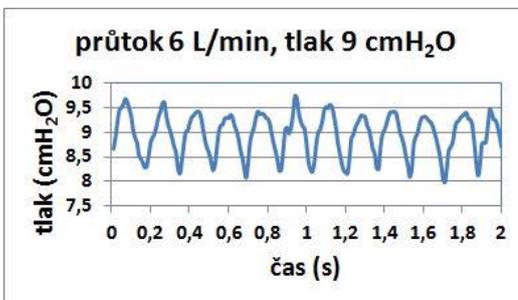
Graf 2.4: Průtok 6 L/min, tlak 6 cmH₂O



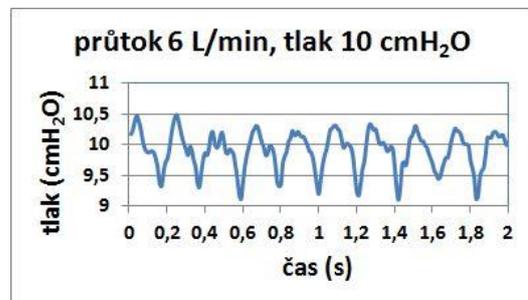
Graf 2.5: Průtok 6 L/min, tlak 7 cmH₂O



Graf 2.6: Průtok 6 L/min, tlak 8 cmH₂O

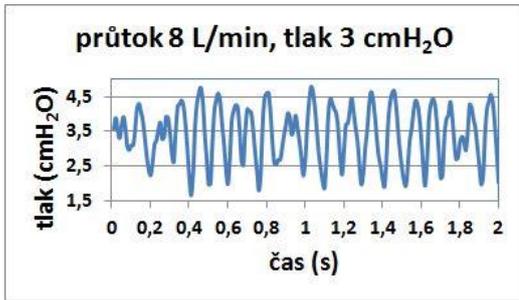


Graf 2.7: Průtok 6 L/min, tlak 9 cmH₂O

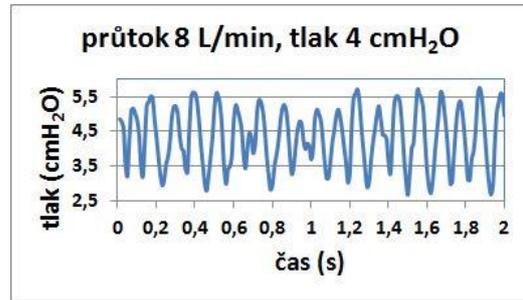


Graf 2.8: Průtok 6 L/min, tlak 10 cmH₂O

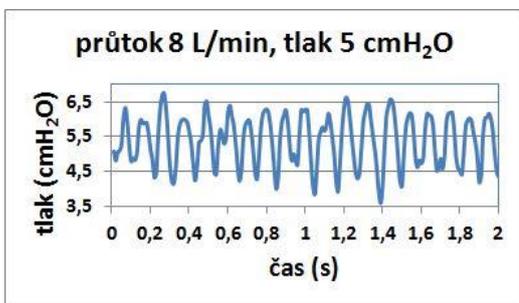
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 8 L/min



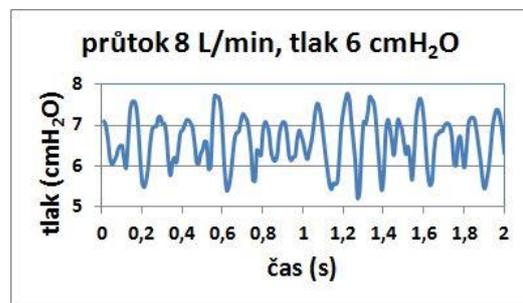
Graf 3.1: Průtok 8 L/min, tlak 3 cmH₂O



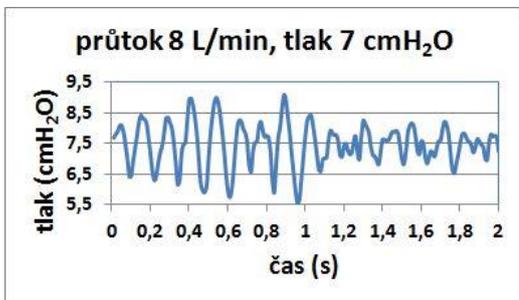
Graf 3.2: Průtok 8 L/min, tlak 4 cmH₂O



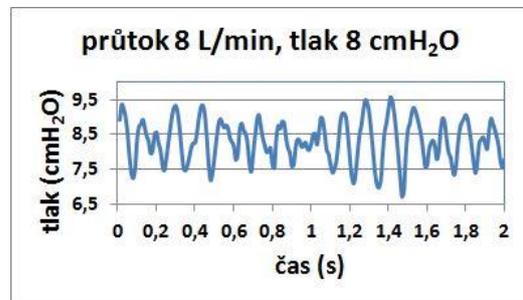
Graf 3.3: Průtok 8 L/min, tlak 5 cmH₂O



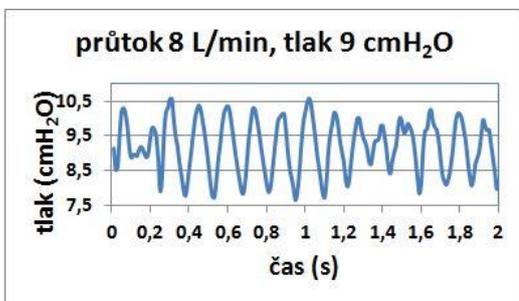
Graf 3.4: Průtok 8 L/min, tlak 6 cmH₂O



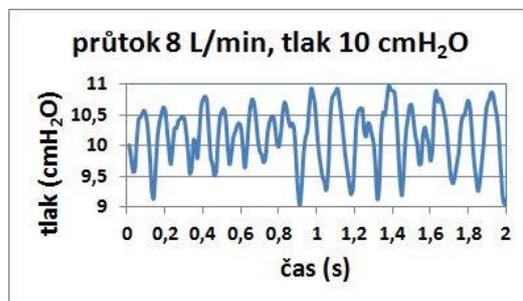
Graf 3.5: Průtok 8 L/min, tlak 7 cmH₂O



Graf 3.6: Průtok 8 L/min, tlak 8 cmH₂O

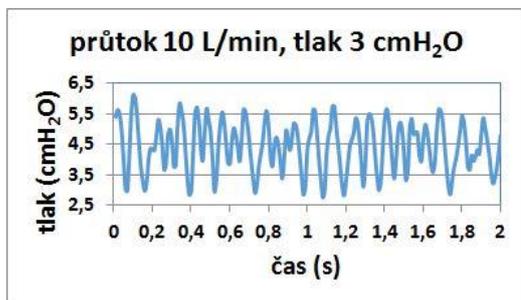


Graf 3.7: Průtok 8 L/min, tlak 9 cmH₂O

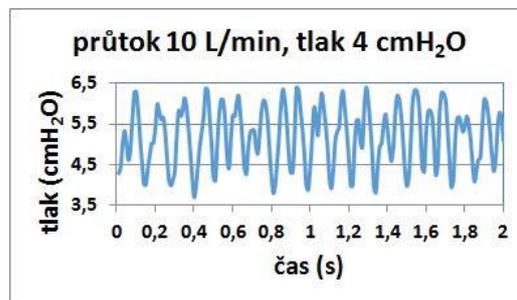


Graf 3.8: Průtok 8 L/min, tlak 10 cmH₂O

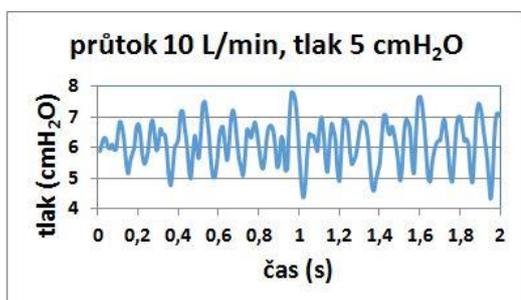
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 10 L/min



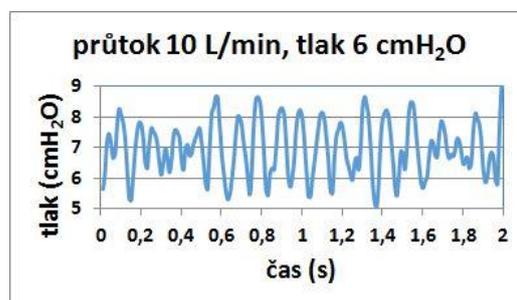
Graf 4.1: Průtok 10 L/min, tlak 3 cmH₂O



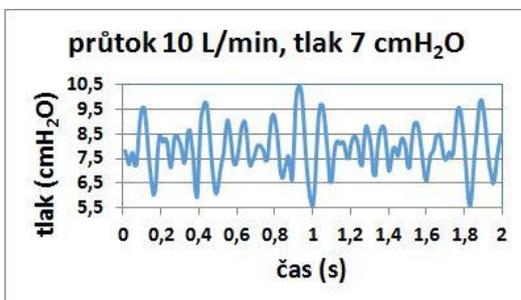
Graf 4.2: Průtok 10 L/min, tlak 4 cmH₂O



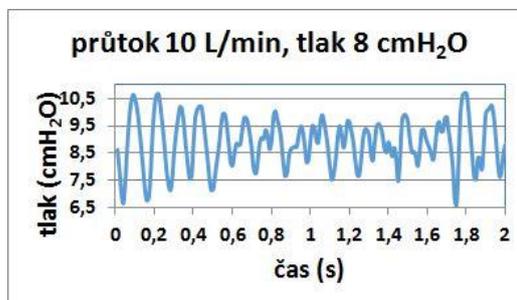
Graf 4.3: Průtok 10 L/min, tlak 5 cmH₂O



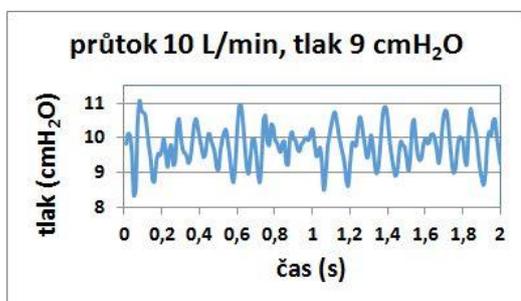
Graf 4.4: Průtok 10 L/min, tlak 6 cmH₂O



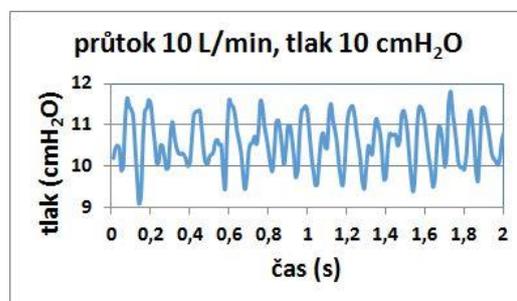
Graf 4.5: Průtok 10 L/min, tlak 7 cmH₂O



Graf 4.6: Průtok 10 L/min, tlak 8 cmH₂O

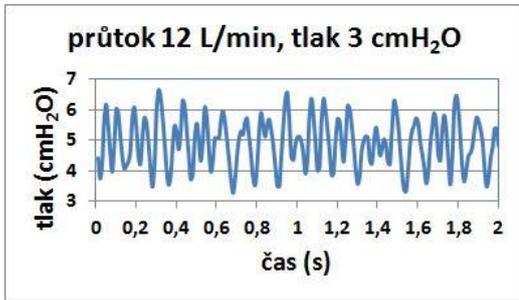


Graf 4.7: Průtok 10 L/min, tlak 9 cmH₂O

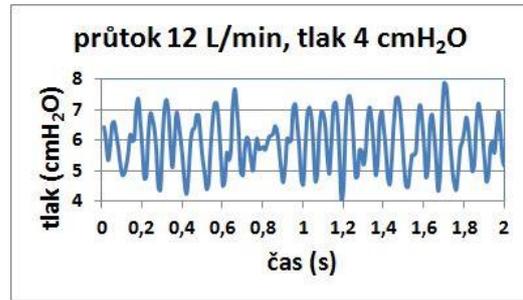


Graf 4.8: Průtok 10 L/min, tlak 10 cmH₂O

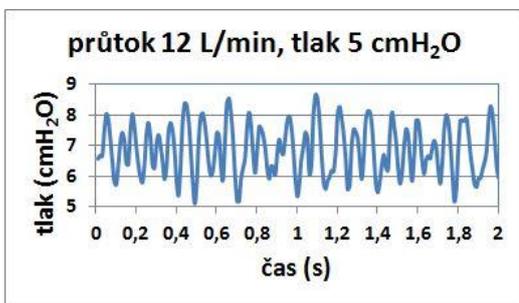
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 12 L/min



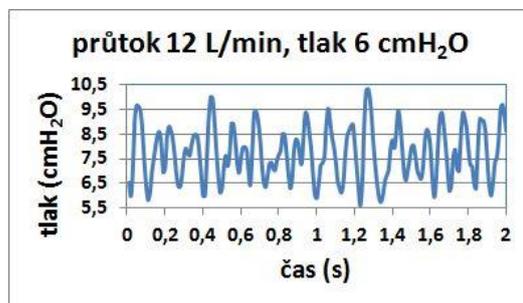
Graf 5.1: Průtok 12 L/min, tlak 3 cmH₂O



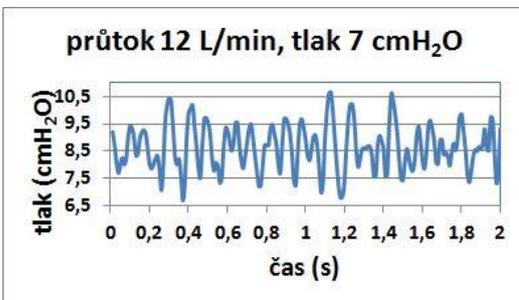
Graf 5.2: Průtok 12 L/min, tlak 4 cmH₂O



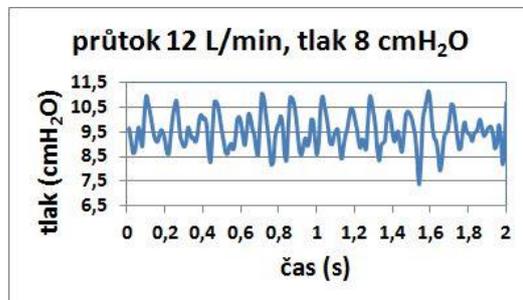
Graf 5.3: Průtok 12 L/min, tlak 5 cmH₂O



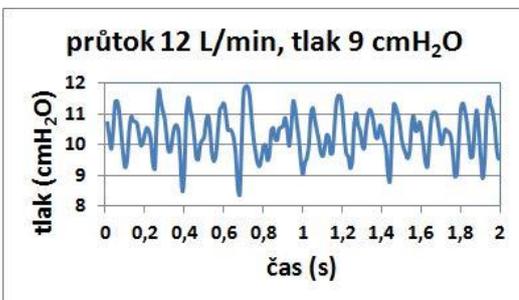
Graf 5.4: Průtok 12 L/min, tlak 6 cmH₂O



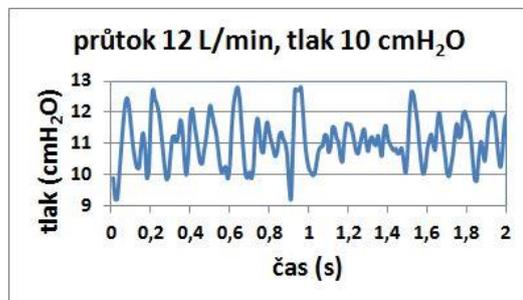
Graf 5.5: Průtok 12 L/min, tlak 7 cmH₂O



Graf 5.6: Průtok 12 L/min, tlak 8 cmH₂O

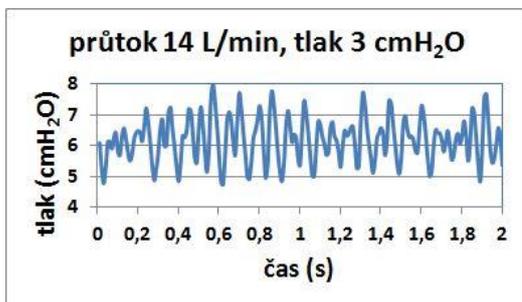


Graf 5.7: Průtok 12 L/min, tlak 9 cmH₂O

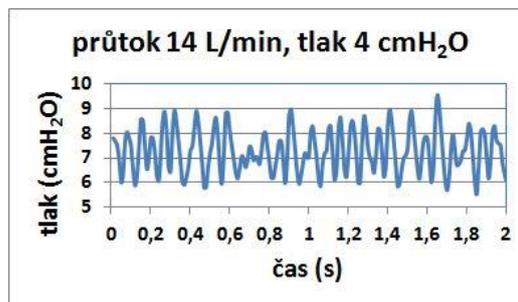


Graf 5.8: Průtok 12 L/min, tlak 10 cmH₂O

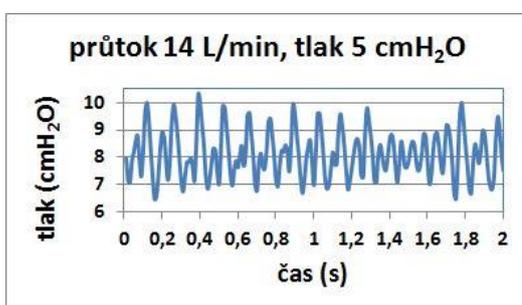
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 14 L/min



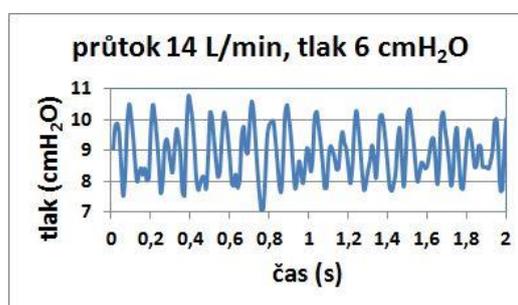
Graf 6.1: Průtok 14 L/min, tlak 3 cmH₂O



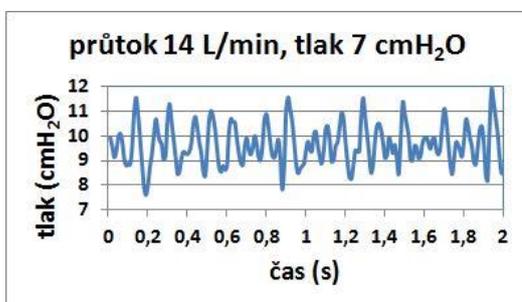
Graf 6.2: Průtok 14 L/min, tlak 4 cmH₂O



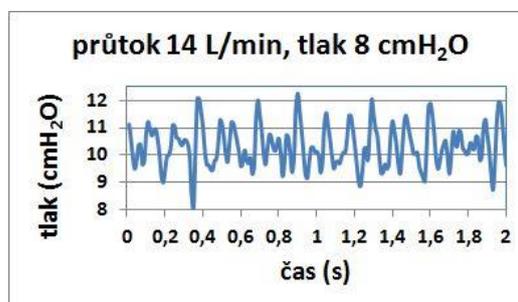
Graf 6.3: Průtok 14 L/min, tlak 5 cmH₂O



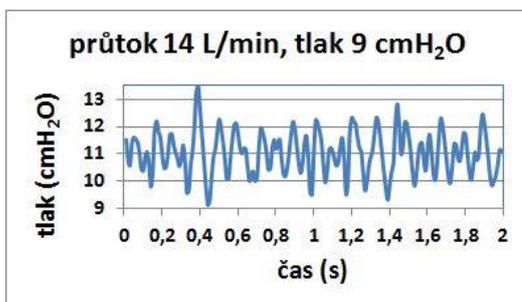
Graf 6.4: Průtok 14 L/min, tlak 6 cmH₂O



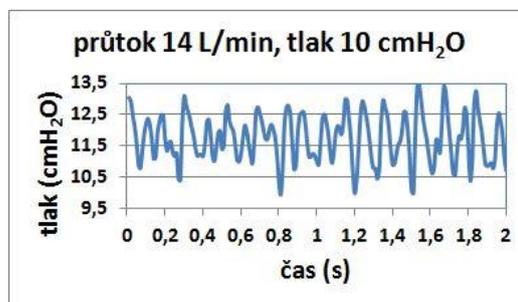
Graf 6.5: Průtok 14 L/min, tlak 7 cmH₂O



Graf 6.6: Průtok 14 L/min, tlak 8 cmH₂O

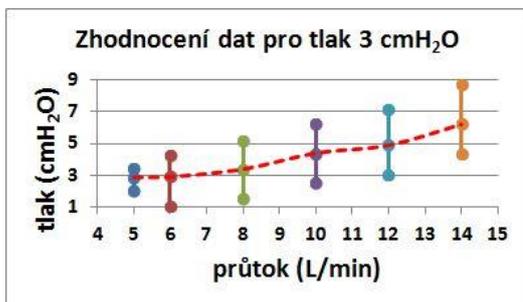


Graf 6.7: Průtok 14 L/min, tlak 9 cmH₂O

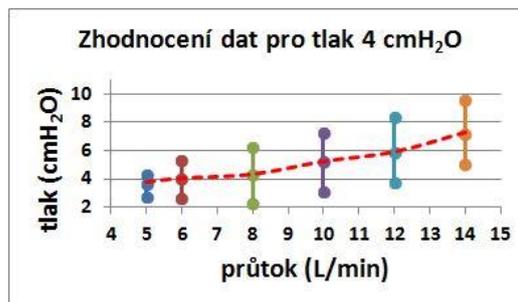


Graf 6.8: Průtok 14 L/min, tlak 10 cmH₂O

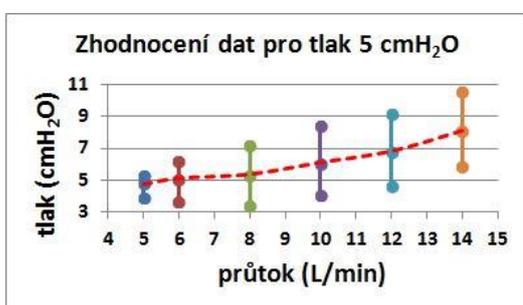
Zhodnocení dat pro jednotlivé tlaky



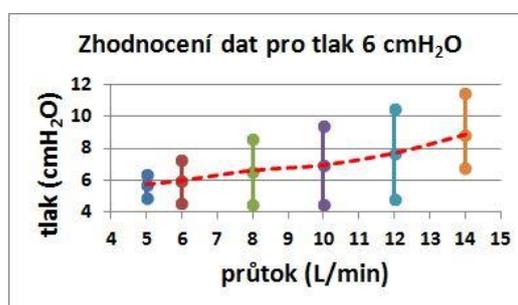
Graf 7.1: Zhodnocení pro tlak 3 cmH₂O



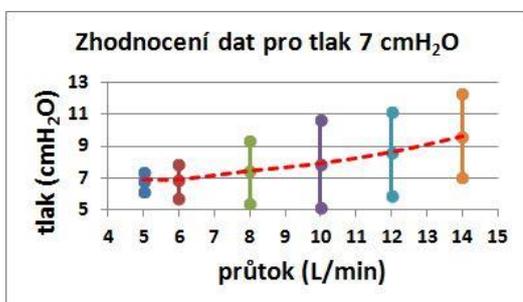
Graf 7.2: Zhodnocení pro tlak 4 cmH₂O



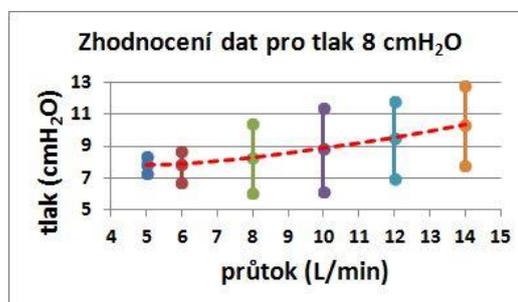
Graf 7.3: Zhodnocení pro tlak 5 cmH₂O



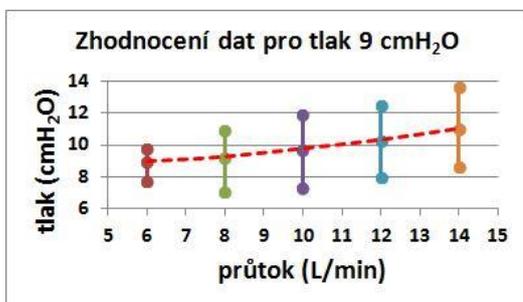
Graf 7.4: Zhodnocení pro tlak 6 cmH₂O



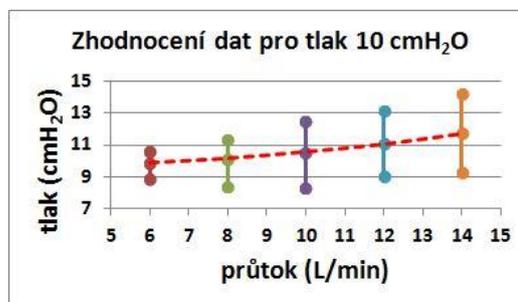
Graf 7.5: Zhodnocení pro tlak 7 cmH₂O



Graf 7.6: Zhodnocení pro tlak 8 cmH₂O



Graf 7.7: Zhodnocení pro tlak 9 cmH₂O



Graf 7.8: Zhodnocení pro tlak 10 cmH₂O

8 Diskuze

8.1 Zhodnocení grafů znázorňující oscilace tlaku v čase

Pro výše uvedené grafy, které znázorňují oscilace v čase pro různé průtoky, byl použit časový úsek dlouhý 2 sekundy, vzorkovací frekvence při měření byla 100 Hz, čemuž odpovídá 200 naměřených hodnot tlaků pro každý graf. Vodorovná osa znázorňuje čas v sekundách a na svislé ose se zobrazují hodnoty tlaku v cmH_2O . Hodnoty tlaků byly naměřeny v jednotkách mmHg, pro převedení hodnoty z mmHg na cmH_2O byla použita konstanta (1,3595), kterou se data v mmHg vynásobila. Hodnoty, výpočty a grafy byly zpracovány v programu Microsoft Office Excel 2007. Každá stránka je věnována grafům pro jeden z následujících průtoků: 5, 6, 8, 10, 12 a 14 L/min a všechny tlaky: 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 cmH_2O . Pouze pro průtok 5 L/min chybí hodnoty tlaku 9 cmH_2O a 10 cmH_2O . Důvodem absence těchto hodnot je příliš malý průtok, který nedokázal vygenerovat takový tlak, který by vyvolal efekt bublin.

Z grafů, na kterých jsou znázorněny oscilace v čase pro průtok 5 L/min vyplývá následující. Naměřené hodnoty tlaku pro tento průtok a jednotlivé tlaky nepřesáhly hodnotu o 0,5 cmH_2O větší, než byla nastavená hodnota tlaku. Spodní hranice oscilací je o 1 cmH_2O menší, než byla nastavená hodnota tlaku. Konkrétně tedy například pro graf 1.1 platí, že nastavený tlak byl 3 cmH_2O . Oscilace se nacházejí v rozmezí od 2 cmH_2O do 3,5 cmH_2O .

Tlaky u grafů s průtokem 6 L/min nepřekračují hodnotu o 1 cmH_2O vyšší, než je nastavená hodnota tlaku. Dolní hranice oscilace je o 2 cmH_2O nižší, než nastavená hodnota tlaku. Konkrétně tedy například pro graf 2.1 platí, že hodnota nastaveného tlaku byla 3 cmH_2O , rozmezí oscilací je od 1 cmH_2O do 4 cmH_2O .

Oscilace grafů znázorňující průtok 8 L/min nepřekračují hodnotu o 2,5 cmH_2O vyšší, než je nastavená hodnota tlaku a spodní hranice oscilací je o 1,5 cmH_2O nižší, než byla nastavená tlaková hodnota. Konkrétní příklad tedy vypadá následovně: nastavená hodnota tlaku pro graf 3.5 měla velikost 7 cmH_2O a jeho oscilace se nacházejí v rozmezí 5,5 cmH_2O a 9,5 cmH_2O .

Grafy, které znázorňují průtok 10 L/min mají následující oscilace: hodnota tlaku nepřekročila nastavenou hodnotu o více než 3,5 cmH₂O a dolní hranice oscilací byla o 1,5 cmH₂O nižší, než nastavená hodnota. Konkrétní příklad má následující podobu: graf 4.5 s nastaveným tlakem 7 cmH₂O má oscilace v rozmezí 5,5 cmH₂O a 10,5 cmH₂O.

Oscilace pro grafy, které mapují průtok 12 L/min, nepřekračují hodnotu o 4,5 cmH₂O vyšší, než byla nastavená hodnota tlaku a dolní hranice těchto oscilací je o 1 cmH₂O nižší než nastavená tlaková hodnota. Konkrétně tedy například graf 5.4, kdy nastavená hodnota tlaku byla 6 cmH₂O, má oscilace v rozmezí 5,5 cmH₂O a 10,5 cmH₂O a graf 5.6 s nastavenou hodnotou tlaku 8 cmH₂O má oscilace v rozmezí 7 cmH₂O a 11,5 cmH₂O.

Poslední stránka zahrnuje hodnocení grafů, tentokrát pro průtok 14 L/min. Oscilace u těchto grafů nepřekračují hodnotu o 6 cmH₂O vyšší než je nastavená hodnota a dolní hranice je o 0,5 cmH₂O nižší oproti nastavené tlakové hodnotě. Konkrétně například graf 6.1, kdy nastavený tlak byl 4 cmH₂O, jsou oscilace v rozmezí 5,5 cmH₂O a 10 cmH₂O a graf 6.8 s nastaveným tlakem 10 cmH₂O měl oscilace v rozmezí 9,5 cmH₂O a 13,5 cmH₂O. V těchto grafech poprvé oproti předešlým grafům pozorujeme, že dolní hranice oscilací může být i vyšší než nastavená hodnota tlaku. Pro průtok 14 L/min je hodnota dolní hranice oscilací jednou nižší (graf 6.8), než je nastavený tlak, dvakrát je stejně velká jako nastavená hodnota (grafy 6.6 a 6.7) a v ostatních pěti případech je vyšší než nastavená hodnota tlaku (grafy 6.1, 6.2, 6.3, 6.4, 6.5).

8.2 Zhodnocení dat pro jednotlivé tlaky

Pro vypracování grafů hodnotících data jednotlivých tlaků bylo pro každý graf použito 5000 hodnot měření. Jelikož vzorkovací frekvence byla 100 Hz, pak 5000 hodnotám odpovídá doba měření 50 sekund. Z těchto 5000 dat byla v programu Microsoft Office Excel 2007 vypočítána přes funkci MAX maximální hodnota, přes funkci MIN minimální hodnota a přes funkci PRŮMĚR průměrná hodnota ze zvolených dat. Jednotlivé grafy mají na svislé ose tlaky: 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 a 10 cmH₂O, z důvodu možnosti nastavení těchto tlaků na kádince s vodou u systému Bubble CPAP. V grafech se pracuje s průtoky: 5, 6, 8, 10, 12 a 14 L/min, které jsou zaznamenány na vodorovné ose grafu. Pouze grafy 7.7 a 7.8 neobsahují průtok 5 L/min vzhledem k tomu, že při nastavení průtoky 5 L/min a tlaků 9 cmH₂O a 10 cmH₂O nevznikl žádný efekt bublin, protože kapalina v kádince kladla příliš velký odpor, který nebylo možné překonat při nastavení nejmenšího průtoky 5 L/min našeho měření. Modré značky v grafu jsou pro průtok 5 L/min, červené značky pro průtok 6 L/min, zelené značky pro průtok 8 L/min, fialové značky pro 10 L/min, světle modré značky pro průtok 12 L/min a oranžové značky pro průtok 14 L/min.

Z grafů je patrné, že hodnota tlaku se významně oddaluje od nastavené hodnoty se zvyšujícím průtokem. Oddaluje se jak minimální hodnota tlaku, maximální hodnota a i průměrná hodnota, což souvisí s velikostí bublin, která je větší se zvyšujícím se průtokem. U grafů 7.1 až 7.6 je patrné, že tlak při průtoky 5 L/min a 6 L/min odpovídá nastavené hodnotě tlaku. Pro průtok 8 L/min se hodnota naměřeného tlaku začíná lehce (o méně než 1 cmH₂O) zvyšovat oproti nastavené hodnotě tlaku. Hodnoty tlaků pro průtoky 10, 12 a 14 L/min jsou výrazně vyšší, než byla nastavená hodnota tlaku pro měření, což souvisí s již výše uvedenou závislostí bublin a průtoky. Čím vyšší průtok, tím větší efekt bublin. U grafů 7.7 a 7.8 platí stejný trend jako pro předchozí grafy, jen s tím rozdílem, že hodnota tlaku pro průtok 5 L/min zde chybí z důvodu neprojevení se efektu bublin a tlak během průtoky 6 L/min odpovídá nastavené hodnotě tlaku.

Tabulka 1 zobrazuje průměrné hodnoty tlaků během měření pro jednotlivé průtoky. Můžeme zde pozorovat trend nárůstu odchylky od nastavené hodnoty tlaku v závislosti na narůstajícím nastaveném průtoku. Největší rozdíl mezi nastavenou hodnotou tlaku a průměrnou hodnotou je až o více než 3 cmH₂O, což je velmi významná informace, vzhledem k tomu, že ventilováni jsou právě nezralí novorozenci, kterým by větší, než nastavený tlak, mohl ublížit.

Tabulka 1: Souhrnný přehled průměrných hodnot tlaků [autor]

Průměrné hodnoty tlaků pro určitý průtok a tlak						
Průtok Tlak	5 L/min	6 L/min	8 L/min	10 L/min	12 L/min	14 L/min
3 cmH₂O	2,89	2,93	3,41	4,42	4,91	6,22
4 cmH₂O	3,75	4,03	4,31	5,21	5,88	7,25
5 cmH₂O	4,75	5,12	5,37	6,11	6,82	8,10
6 cmH₂O	5,73	5,97	6,61	6,95	7,71	8,89
7 cmH₂O	6,89	6,90	7,44	7,93	8,65	9,66
8 cmH₂O	7,84	7,90	8,29	8,88	9,53	10,34
9 cmH₂O		8,94	9,24	9,76	10,32	11,03
10 cmH₂O		9,88	10,16	10,58	11,07	11,74

9 Závěr

Cíly této bakalářské práce bylo navrhnout a experimentálně otestovat systém, který bude monitorovat tlak u neinvazivního ventilačního systému typu Bubble CPAP. Z několika návrhů systému této práce se jeví jako nejlepší varianta možnost měření tlaku pomocí komůrky pro invazivní měření tlaku (IBP), zesilovače a A/D převodníku. Následně byla data převedena do počítače, kde byla zpracována softwarem LabVIEW Signal Express, který umožňuje měření hodnoty CPAP, maxima a minima tlakových oscilací.

Návrh monitorovacího systému splňuje všechny požadavky na systém, které byly určeny na začátku návrhu systému monitorace tlaku. Těmito požadavky byly: finanční nenáročnost, jednoduchost, snadná připojitelnost a minimální zásah do systému, což se podařilo splnit.

Z výsledků měření vyplývá, že se zvyšujícím se průtokem pozorujeme významné oddálení od nastavené hodnoty tlaku. Oddaluje se minimální, maximální i průměrná hodnota tlaku, což je spojeno s velikostí bublin, která je větší se zvyšujícím se průtokem. Největší rozdíl mezi nastavenou a průměrnou hodnotou tlaku, který byl během měření zaznamenán, je o více než 3 cmH₂O. To je velmi důležitá informace, protože ventilovanými pacienty jsou nezralí novorozenci, kterým by vyšší tlak, než je nastaveno, mohl ublížit.

Z mé bakalářské práce plyne informace pro neonatology. Pokud je použit pouze systém Bubble CPAP bez monitorovacího systému tlaku, může dojít k aplikování vyššího tlaku pacientovi než je nastavená hodnota. Když lékař zvolí průtok 5 L/min a 6 L/min, může si být jistý, že pacientovi je aplikován tlak o přibližně stejné hodnotě, jako je nastavený tlak. Pro průtok 8 L/min dostává pacient lehce (přibližně o 1 cmH₂O) zvýšený tlak než je nastavená hodnota. Pokud ale zvýšíme průtok na 10, 12 nebo 14 L/min, musí lékař brát na vědomí, že hodnota tlaku bude výrazně vyšší, než je nastavená hodnota, což by mohlo mít negativní účinky na dýchací systém pacienta.

Věřím, že do budoucna bude monitorovací systém tlaku nedílnou součástí systému Bubble CPAP, který zajistí bezpečnější a přehlednější neinvazivní ventilační terapii novorozenců.

Seznam použité literatury

- [1] Clinical practice Noninvasive respiratory support in newborns, J. Peter de Winter & Machtfeld A. G. de Vries & Luc J. I. Zimmermann, Eur J Pediatr (2010) 169:777-782; DOI10.1007/s00431-010-1159-x
- [2] Saunders RA, Milner AD, Hopkin IE. The effects of continuous positive airway pressure on lung mechanics and lung volumes in the neonate. Biol Neonate 1976; 28: 178-86
- [3] Mahmoud RA, et al. Current methods of non-invasive ventilator support for neonates. Paediatr. Respir. Rev. (2011), doi: 10.1016/j.prrv. 2010.12.001
- [4] Pandit PB et al.; Work of Breathing During Constant- and Variable-Flow Nasal Continuous Positive Airway Pressure in Preterm Neonates; Pediatrics Vo. 108 No. 3. September 1, 2001; pp. 682-685 (doi: 10.1542/peds. 108.3.682)
- [5] Kirchner L. et al.; In vitro comparison of noise levels produced by different CPAP generators; Neonatology 2012; 101 (2):95-100 Epub 2011 Sep 17
- [6] Benveniste D. et al.; A technique for delivery of continuous positive airway pressure to the neonate. J Pediatr 1976; 88: 1015-9.
- [7] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 3. rozšířené vydání. Praha: Maxdorf, 2014. ISBN 978-80-7345-397-8.
- [8] KLIMEŠOVÁ Lenka a Jiří KLIMEŠOVÁ, Lenka. *Umělá plicní ventilace*. 1. vydání. Brno: NCO+NZO, 2011. ISBN 978-80-7013-538-9.
- [9] POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. 1. vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010. ISBN 978-80-7372-675-1.
- [10] MYSLIVEČEK, Jaromír a Stanislav TROJAN. *Fyziologie do kapsy*. 1. vydání. Praha: Triton, 2004. ISBN 80-7254-497-7.
- [11] MUSIL, Jaromír. *Pneumologie*. 2. vydání. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-2461-868-5.

- [12] DORT, Jiří, Eva DORTOVÁ a Petr JEHLIČKA. *Neonatologie*. 2. vydání. Praha: Karolinum, 2013. ISBN 978-80-246-2253-8.
- [13] FENDRYCHOVÁ, Jaroslava a Ivo BOREK. *Intenzivní péče o novorozence*. 1. vydání. Brno: NCO+NZO, 2007. ISBN 978-80-7013-447-4.
- [14] KITTNAR, Otomar a kolektiv. *Lékařská fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [15] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2002. ISBN 978-80-247-0143-1.
- [16] PEYCHL, Ivan. *Nedonošené dítě v péči praktického a nemocničního pediatra*. 1. vydání. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-283-8.
- [17] VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 3. vydání. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2032-9.
- [18] SLAVÍKOVÁ, Jana a Jitka ŠVÍGLEROVÁ. *Fyziologie dýchání*. 1. vydání. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2065-7.
- [19] FENDRYCHOVÁ, Jaroslava a Michal KLIMOVÍČ. *Péče o kriticky nemocné dítě*. 1. vydání. Brno: NCO+NZO, 2005. ISBN 80-7013-427-5.
- [20] Gadagroup: Infant Flow SiPAP. [online]. [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: http://www.gadagroup.ro/terapie_intensiva/terapie_intensiva_neonatala/sisteme_cpap_nazal/infant_flow_sipap
- [21] MedicalExpo: Anesthesia, Resuscitation: News and press releases. [online]. [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: <http://news.medicaexpo.com/press/anesthesia-resuscitation-C-4.html>
- [22] MEDIN – medical innovations gmbh. [online]. [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: <http://www.medingmbh.com/>
- [23] Charles Wembley (SEA) Co., Pt e. Sro: Products. [online]. [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: <http://charleswembley.com/medical/products/detail/bubble-cpap-system-384.html>
- [24] Perfect Medical Electronics: Products: BIPAP VENTILATORS. [online]. [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: <http://www.perfectmedicalelectronics.com/bipap>

- [25] XvsY: Cpap Vs. BiPap – Which Is Better. [online]. [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: <http://www.xvsy.com.au/cpap-vs-bipap-which-is-better/>
- [26] WHO Collaborating center for training and research in newborn care: Science and Physiology of CPAP. [online]. [cit. 2015-03-23]. Dostupné z: <http://www.newbornwhocc.org/pdf/Science%20&%20Physiology.pdf>
- [27] CABELLO, Belen a Jordi MANCEBO. Work of breathing. *Intensive Care Medicine* [online]. 2006, vol. 32, issue 9, s. 1311-1314 [cit. 2015-03-24]. DOI: 10.1007/s00134-006-0278-3. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00134-006-0278-3>
- [28] Kyslíková léčba. [online]. 11. 12. 2013 [cit. 2015-03-30]. Dostupné z: <http://sestricka.com/kyslikova-lecba>
- [29] Tenzometr. [online]. stránka byla naposledy editována 21.8.2014 [cit. 2015-04-25]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Tenzometr>
- [30] NATIONAL INSTRUMENTS: NI USB-6008. [online]. [cit. 2015-04-25]. Dostupné z: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/cs/nid/201986>
- [31] ŠTROBL, Jan. *Přípravek pro demonstraci měření invazivního krevního tlaku*. Kladno, 2014. Bakalářská práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE. Vedoucí práce Ing. Petr Kudrna.
- [32] CHYTIL, Jan. *Metody měření poměrného přetvoření na konstrukci*. Brno, 2012. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=56242
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Petr Daněk, Ph.D.
- [33] Texas Instruments: Products. [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/product/ina128>
- [34] *Engineers Labs: ECG Circuit Analysis and Design* [online]. 2012 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://engineerslabs.com/2012/01/ecg-circuit-analysis-and-design-simulation-by-multisim/>

[35] PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. *Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací*. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014, ISBN 978-80-7494-049-1

Seznam obrázků

Obrázek 1: Vnitřní dýchání a transport plynů O ₂ a CO ₂ přes alveolo-kapilární membránu [autor]	16
Obrázek 2: Funkce PEEP u splasklého sklípku [autor]	19
Obrázek 3: Popis kolapsu alveolů [26]	20
Obrázek 4: Spirometrická křivka [14]	21
Obrázek 5: Generátor Bubble CPAP [23]	26
Obrázek 6: Usnadnění výdechu pacienta [autor]	27
Obrázek 7: Generátor Infant Flow [20]	28
Obrázek 8: Generátor Medijet [21] [22]	28
Obrázek 9: Generátor BiPAP [24] [25]	28
Obrázek 10: Okruh systému Bubble CPAP [autor]	29
Obrázek 11: Okruh systému Infant Flow a Medijet [autor]	29
Obrázek 12: Rozměry průduchových nostril [autor]	30
Obrázek 13: Schéma současného stavu systému Bubble CPAP [autor]	32
Obrázek 14: Pojistný ventil systému Bubble CPAP [autor]	32
Obrázek 15: Současný systém Bubble CPAP [autor]	33
Obrázek 16: Monitor respirace Florian [autor]	34
Obrázek 17: Záznam CPAP pro komůrku IBP s vlastním monitorem [autor]	36
Obrázek 18: Principiální schéma měřidla tlaku v Bubble CPAP podpůrném ventilačním systému [autor]	37
Obrázek 19: Detail komůrky pro IBP [31]	38
Obrázek 20: Pouzdro tlakového senzoru komůrky pro IBP - detail technického uspořádání [31]	38
Obrázek 21: Tenzometr (drátkový) [29]	39
Obrázek 22: Wheatstoneův můstek [autor]	40
Obrázek 23: Přístrojový zesilovač INA 128 [33]	41
Obrázek 24: Rozložení pinů [33]	41
Obrázek 25: Schéma zapojení přístrojového zesilovače INA 128 [34]	41
Obrázek 26.1: Závislost výstupního napětí nenulovaného senzoru tlaku [31]	42
Obrázek 26.2: Závislost výstupního napětí vynulovaného senzoru na tlaku [31]	42
Obrázek 27: A/D převodník NI DAQ USB 6008 [30]	43
Obrázek 28: Prostředí LabView [autor]	44

Seznam tabulek

Tabulka 1: Souhrnný přehled průměrných hodnot tlaků [autor]	55
---	----

Seznam grafů

Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 5 L/min	45
Graf 1.1: Průtok 5 L/min, tlak 3 cmH ₂ O.....	45
Graf 1.2: Průtok 5 L/min, tlak 4 cmH ₂ O.....	45
Graf 1.3: Průtok 5 L/min, tlak 5 cmH ₂ O.....	45
Graf 1.4: Průtok 5 L/min, tlak 6 cmH ₂ O.....	45
Graf 1.5: Průtok 5 L/min, tlak 7 cmH ₂ O.....	45
Graf 1.6: Průtok 5 L/min, tlak 8 cmH ₂ O.....	45
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 6 L/min	46
Graf 2.1: Průtok 6 L/min, tlak 3 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.2: Průtok 6 L/min, tlak 4 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.3: Průtok 6 L/min, tlak 5 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.4: Průtok 6 L/min, tlak 6 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.5: Průtok 6 L/min, tlak 7 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.6: Průtok 6 L/min, tlak 8 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.7: Průtok 6 L/min, tlak 9 cmH ₂ O.....	46
Graf 2.8: Průtok 6 L/min, tlak 10 cmH ₂ O.....	46
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 8 L/min	47
Graf 3.1: Průtok 8 L/min, tlak 3 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.2: Průtok 8 L/min, tlak 4 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.3: Průtok 8 L/min, tlak 5 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.4: Průtok 8 L/min, tlak 6 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.5: Průtok 8 L/min, tlak 7 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.6: Průtok 8 L/min, tlak 8 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.7: Průtok 8 L/min, tlak 9 cmH ₂ O.....	47
Graf 3.8: Průtok 8 L/min, tlak 10 cmH ₂ O.....	47
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 10 L/min	48
Graf 4.1: Průtok 10 L/min, tlak 3 cmH ₂ O.....	48
Graf 4.2: Průtok 10 L/min, tlak 4 cmH ₂ O.....	48
Graf 4.3: Průtok 10 L/min, tlak 5 cmH ₂ O.....	48

Graf 4.4: Průtok 10 L/min, tlak 6 cmH ₂ O.....	48
Graf 4.5: Průtok 10 L/min, tlak 7 cmH ₂ O.....	48
Graf 4.6: Průtok 10 L/min, tlak 8 cmH ₂ O.....	48
Graf 4.7: Průtok 10 L/min, tlak 9 cmH ₂ O.....	48
Graf 4.8: Průtok 10 L/min, tlak 10 cmH ₂ O.....	48
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 12 L/min	49
Graf 5.1: Průtok 12 L/min, tlak 3 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.2: Průtok 12 L/min, tlak 4 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.3: Průtok 12 L/min, tlak 5 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.4: Průtok 12 L/min, tlak 6 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.5: Průtok 12 L/min, tlak 7 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.6: Průtok 12 L/min, tlak 8 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.7: Průtok 12 L/min, tlak 9 cmH ₂ O.....	49
Graf 5.8: Průtok 12 L/min, tlak 10 cmH ₂ O.....	49
Grafy znázorňující oscilace tlaku v čase pro průtok 14 L/min	50
Graf 6.1: Průtok 14 L/min, tlak 3 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.2: Průtok 14 L/min, tlak 4 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.3: Průtok 14 L/min, tlak 5 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.4: Průtok 14 L/min, tlak 6 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.5: Průtok 14 L/min, tlak 7 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.6: Průtok 14 L/min, tlak 8 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.7: Průtok 14 L/min, tlak 9 cmH ₂ O.....	50
Graf 6.8: Průtok 14 L/min, tlak 10 cmH ₂ O.....	50
Zhodnocení dat pro jednotlivé tlaky	51
Graf 7.1: Zhodnocení pro tlak 3 cmH ₂ O	51
Graf 7.2: Zhodnocení pro tlak 4 cmH ₂ O	51
Graf 7.3: Zhodnocení pro tlak 5 cmH ₂ O	51
Graf 7.4: Zhodnocení pro tlak 6 cmH ₂ O	51
Graf 7.5: Zhodnocení pro tlak 7 cmH ₂ O	51
Graf 7.6: Zhodnocení pro tlak 8 cmH ₂ O	51
Graf 7.7: Zhodnocení pro tlak 9 cmH ₂ O	51
Graf 7.8: Zhodnocení pro tlak 10 cmH ₂ O	51

Seznam příloh

CD obsahující:

- Zadání bakalářské práce (pdf)
- Kompletní bakalářská práce (pdf)
- Fotografie z laboratorního experimentu
- Data z laboratorního experimentu