

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ENERGETICKÝ ÚSTAV

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
ENERGY INSTITUTE

UMĚLÁ PLICNÍ VENTILACE PRO NOVOROZENCE

ARTIFICIAL LUNG VENTILATION FOR NEONATES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MAREK POHOŘILSKÝ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. FRANTIŠEK LÍZAL, Ph.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Energetický ústav

Akademický rok: 2014/15

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Marek Pohořilský

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č. 111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Umělá plicní ventilace pro novorozence

v anglickém jazyce:

Artificial lung ventilation for neonates

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce vznikla na základě poptávky z dětské nemocnice v Brně. Úkolem bude provést rešerši v současnosti používaných zařízení pro umělou ventilaci novorozenců a vybrané typy zařízení proměřit. Následně bude provedeno zhodnocení jednotlivých typů a formulováno doporučení pro lékařskou praxi. Práce bude v průběhu konzultována s lékaři v dětské nemocnici.

Cíle bakalářské práce:

Provést rešerši dostupných přístrojů pro CPAP.

Vypočítat a následně změřit tlakové ztráty jednotlivých aplikátorů.

Vyhodnotit data a sestavit doporučení aplikátorů vhodných pro klinickou praxi.

Seznam odborné literatury:

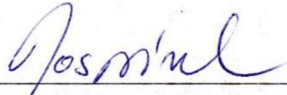
Robert M. Kacmarek, James K. Stoller, A H Heuer: Egan's Fundamentals of Respiratory Care, Elsevier, St. Louis, Missouri, 2013.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. František Lízal, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/15.

V Brně dne 16. 1. 2015

L.S.



doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan

ABSTRAKT:

Tato bakalářská práce se zabývá optimalizací metody umělé plicní ventilace (CPAP) pro její nejefektivnější využití u novorozenců na neonatální jednotce intenzivní péče. Práce je rozdělena do tří částí. V první části je popsán základní princip funkce umělé plicní ventilace, onemocnění parenchymu plic, respirační péče u novorozenců a metody zapojení. Druhá část je věnována samotnému výzkumu, který je rozdělen na kapitoly výpočtu tlakových ztrát a samotného experimentu. Poslední část se zabývá srovnáním a vyhodnocením jednotlivých zapojení a doporučením pro nejefektivnější využití v praxi.

KLÍČOVÁ SLOVA:

Umělá plicní ventilace, novorozenci, CPAP, respirační tíseň, RDS, surfaktant, dýchací cesty

ABSTRACT:

The bachelor thesis deals with optimization of artificial lung ventilation (CPAP) aiming to achieve higher efficiency in use with neonates at neonatal intensive care unit. The content of the thesis is divided into three parts. The first part describes the basic principle of the mechanical ventilation operation, lung parenchymal disease, respiratory care of neonates and patient interface devices. The second part of the thesis focuses on research, which is divided into chapters describing calculation of pressure loss and the experiment itself. The last part outlines a comparison and evaluation of individual interface devices and recommendation of effective practical use.

KEY WORDS:

Artificial lung ventilation, neonates, CPAP, respiratory disease, RDS, surfactant, airways

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

POHOŘILSKÝ, M. *Umělá plicní ventilace pro novorozence*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 58 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. František Lízal, Ph.D..

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma *Umělá plicní ventilace pro novorozence* vypracoval samostatně na základě použité literatury uvedené v seznamu a odborných konzultací pod vedením Ing. Františka Lízala, Ph.D..

V Brně, dne 28. května 2015

.....

Marek Pohořilský

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Františku Lízalovi, Ph.D. za odborné vedení, ochotnou spolupráci, cenné rady, připomínky a věnovaný čas při zpracování této práce. Poděkování také patří panu doktoru MUDr. Tomáši Jurenovi z neonatologické JIP dětské nemocnice Brno za odbornou pomoc v oblasti neonatologické medicíny a za korekci rešeršní části. Zároveň bych rád poděkoval paní Ing. Michaele Chovancové, Ph.D. z Energetického ústavu za poskytnuté materiály a rady k vypracování výpočtové části. Poděkování patří také projektu LO1202 NETME CENTRE PLUS s finanční podporou z Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky v rámci Národního projektu udržitelnosti I. V neposlední řadě patří velký dík za podporu během celého bakalářského studia mé rodině.

OBSAH

ÚVOD.....	11
1 SOUČASNÝ STAV RESPIRAČNÍ PÉČE U NOVOROZENCŮ.....	12
1.1 Surfaktant	12
1.2 Postižení parenchymu plic	13
1.2.1 Syndrom respirační tísně	13
1.2.2 Bronchopulmonální dysplazie	14
1.2.3 Tranzitorní tachypnoe novorozence.....	15
1.2.4 Syndrom aspirace mekonia	16
1.3 Umělá plicní ventilace pro novorozence.....	17
1.3.1 Mechanická ventilace	17
1.3.2 Neinvazivní ventilace	18
1.3.3 Invazivní vs. Neinvazivní ventilace.....	18
1.4 CPAP.....	19
1.4.1 HFNC.....	20
1.4.2 HFV	20
1.4.3 Metody zapojení	21
2 VÝZKUM.....	25
2.1 Výpočtová část	25
2.2 Experiment	32
3 DISKUZE	45
ZÁVĚR.....	49
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	51
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	53
SEZNAM OBRÁZKŮ	55
SEZNAM TABULEK	56
SEZNAM PŘÍLOH	57
PŘÍLOHY	58

ÚVOD

Neonatologie je samostatný medicínský obor zabývající se péčí o novorozence. Tento obor v sobě zahrnuje i intenzivní péči o novorozence, jejíž součástí je i umělá plicní ventilace. Jedná se o orgánovou podporu umožňující částečně nebo plně nahrazovat výměnu plynů mezi vnějším prostředím a plicními alveoly. Tato respirační podpora je podpůrnou léčbou pro děti s respiračním onemocněním nebo nezralostí plic.

Nezralé děti mají výrazný handicap, který je limituje při vstupu do života. Jedná se o nedostatek plicního surfaktantu, což je směs fosfolipidů a proteinů, která aktivně vyrovnává povrchové napětí plicních alveolů. Vyrovnáním tohoto napětí nenastává kolaps plicních alveolů. Limitní množství surfaktantu vede ke kolabování celých oblastí plic, zvyšování dechové práce (Work Of Breathing, WOB) a omezení tzv. funkční reziduální kapacity (Functional Residual Capacity, FRC), což je množství vzduchu na konci maximálního výdechu. Při nedostatku surfaktantu dochází ke kolabování alveolů při určitém minimálním tlaku na konci výdechu. Znalost tohoto patofyziologického mechanismu vedla k zavedení tzv. kontinuálního pozitivního přetlaku v dýchacích cestách (Continuous Positive Airway Pressure, CPAP), který nedovoluje snížení tlaku v alveolech pod kritickou mez.

Díky úzkému spojení oborů strojního inženýrství a medicíny se lze hlouběji zabývat optimální funkcí tohoto zařízení. Součástí mé bakalářské práce je poznat, jak funguje režim CPAP při umělé plicní ventilaci využívané na neonatologické jednotce intenzivní péče, a seznámit se s vývojem aplikace této metody v současné době. Ačkoli se tento způsob ventilace běžně používá, existují stále pochybnosti o volbě konkrétního způsobu aplikace.

Ventilátor propojuje ventilační okruh a dýchací systém dítěte přes nos. Pro aplikaci jsou používány tzv. nostrilky nebo masky, které jsou z jemného silikonu, aby nedocházelo k traumatizaci jemné dětské pokožky. Přetlak, který se tvoří na konci ventilačního okruhu, je převáděn až k alveolům. Průtok ve ventilačním okruhu zařízení je asi 8 – 15 L/min a pracovní tlak, který je nejčastěji používán, je 6 – 8 cm vodního sloupce.

Cílem mé studie je seznámit se se způsoby výpočtů a následného měření tlakové ztráty a průtoku, který se dostává k dítěti. Současně nastudovat výpočetní vztahy hydrodynamiky pro podobný případ, prověřit a změřit různé způsoby zapojení aplikátorů, které se spojují s nosem dítěte, a určit optimální nastavení pro nejefektivnější použití. Jednotlivé aplikátory se od sebe liší rozměrem a tvarem.

1 SOUČASNÝ STAV RESPIRAČNÍ PÉČE U NOVOROZENCŮ

1.1 Surfactant

Produkce surfaktantu začíná kolem 24. gestačního týdne¹ a pokračuje v průběhu celého těhotenství. Surfactant se podílí na stabilitě alveolárních váčků snížením povrchového napětí tekutin, které obklopují alveoly. Nedostatek surfaktantu zvyšuje u dítěte riziko respirační tísně, jelikož surfactant pomáhá udržet rozepjaté alveoly. Většina dětí produkuje dostatečné množství surfaktantu už kolem 34. týdne těhotenství, což vede k udržení alveolů před zhroucením. Nedostatek surfaktantu je přímo úměrný plicní nezralosti. Uvádí se dva specifické přístupy k předcházení a léčení nedostatku surfaktantu. Pokud se jedná o předčasný porod, matce jsou podávány steroidy, které přispějí k urychlení produkce surfaktantu a dozrávání plic dítěte. Novorozenci s projevy respirační tísně, zvláště novorozenci narození velmi předčasně, by měli být pečlivě vyšetřeni, aby byla zvolena optimální dávka externě dodaného surfaktantu. Avšak současná praxe nevykazuje příliš kvantifikované potřeby surfaktantu.



Obrázek 1 Přípravek Curosurf [2]

Bylo zjištěno, že externě dodaný surfactant je třeba aplikovat novorozenci co nejdříve po určení diagnózy nedostatku surfaktantu. Podávání surfaktantu vyžaduje intubaci, u které je nezbytné zavedení endotracheální trubice před dodáním surfaktantu. Ta je správně umístěna přibližně 0,5 až 1 cm nad carinou² trachey. Množství dávky závisí na specifické značce podávaného surfaktantu. Během i po podání surfaktantu je nezbytné pečlivě sledovat vitální funkce novorozence, O₂ saturaci a plicní poddajnost. Jakmile je dodán surfactant, měla by se co nejdříve zvýšit plicní poddajnost novorozence ke zlepšení výměny plynů. Ventilační tlaky a frakci inspirovaného kyslíku (Fraction of Inspired Oxygen, FiO₂) je potřeba snížit, aby se zabránilo poranění plic a nadměrnému parciálnímu tlaku kyslíku O₂. Ventilační tlak by měl být snížen na hladinu, aby byl zachován dechový objem 4,5 až 6 ml/kg. FiO₂ by měla být snížena, aby byla zachována úroveň saturace kyslíku (Saturation of Peripheral Oxygen, SpO₂) přibližně 89 % až 95 % u předčasně narozených dětí. [12]

Existuje několik druhů surfaktantu podávaného při léčbě, např. beractant, calfactant a poractant alfa. Beractant a calfactant jsou přírodní výtažky hovězího surfaktantu. Poractant alfa je přírodní výtažek prasečího surfaktantu. Každý z těchto tří přírodních surfaktantů obsahuje surfactant proteinů B a C jako část složení. Všechny tyto přípravky jsou kapalné suspenze. V ČR se děti s RDS (viz. 1.2.1) léčí užíváním prasečího surfaktantu Curosurf (poractant alfa) od italské společnosti Chiesi Farmaceutici S.p.A.. [2][11][12]

¹ Počet týdnů plodu strávených v děloze od početí. [16]

² Z lat. kýl – hrana uvnitř horních dýchacích cest tvořená rozvětvením průdušnice.

1.2 Postižení parenchymu plic

1.2.1 Syndrom respirační tísně

Syndrom respirační tísně (Respiratory Distress Syndrome, RDS) je nejčastější stav, jenž vede novorozence k přijetí na novorozeneckou jednotku intenzivní péči. Obnova funkční reziduální kapacity použitím pozitivního přetlaku je jedním z pilířů léčby respirační tísně. Toho může být dosaženo za použití neinvazivní techniky, jako je nasální kontinuální pozitivní přetlak v dýchacích cestách. [26]

V ČR se každý rok narodí přibližně 100 000 dětí. Z těchto dětí, má asi 7 – 8 % porodní hmotnost pod 2 500 g. Nějaký druh ventilace potřebuje 30 – 40 % novorozenců nízké porodní hmotnosti. Děti s porodní hmotností pod 1 000 g potřebují umělou plicní ventilace téměř vždy. Respirační podporu potřebuje přibližně 10 % dětí, které se narodí s porodní hmotností 2 – 2,5 kg. RDS se vyskytuje každý rok v ČR u 2 – 3 tisíc novorozenců nízké porodní hmotnosti. [11]

RDS, také známo jako „syndrom hyalinních membrán“, je onemocnění téměř výhradně nedonošených dětí. Výskyt se zvyšuje se snižujícím gestačním věkem. Hlavní faktory v patofyziologii RDS jsou kvalitativní nedostatek surfaktantu, snížená alveolární povrchová oblast, zvýšená plicní poddajnost malých dýchacích cest. Produkce surfaktantu závisí, jak na délce gravidity, tak krevním zásobením plodu. Mateřské faktory, které narušují fetální oběh, jako je odtržení placenty a mateřská cukrovka, mohou také vést k RDS. [12]

Patofyziologie

U předčasně narozených dětí je přítomno adekvátní množství surfaktantu v plicní tkáni, avšak surfaktant je polapen uvnitř alveolárních buněk typu II – Pneumocyty II. typu. U novorozenců s RDS, alveolární buňky typu II neuvolňují adekvátní množství surfaktantu. Surfaktant, který je uvolněn, je tvořen neúplně, tak že se netvoří tubulární myelin a nezpůsobí snížení napětí alveolárního povrchu. Alveolární buňky typu II a alveolární makrofágy mají rychlejší absorpci pro recyklaci, protože molekula surfaktantu v alveolusu je strukturálně abnormální. Tímto kvalitativním nedostatkem alveolárního surfaktantu se zvyšuje alveolární povrchové napětí, které způsobuje, že se alveoly stávají nestabilní a kolabují, což vede k atelektáze³ a zvýšení WOB. Zároveň zvýšené povrchové napětí táhne tekutinu z pulmonálních kapilár do alveolů. V kombinaci tyto faktory narušují výměnu kyslíku (O₂) a způsobují významnou hypoxemii⁴. Těžká hypoxemie a acidóza⁵ zvyšuje pulmonální vaskulární rezistenci (Pulmonary Vascular Resistance, PVR). Hypoxie a acidóza také narušují podporu produkce surfaktantu. Bylo prokázáno, že antenatální steroidy pomáhají k obnově produkce surfaktantu.

³ Neschopnost plíce se po narození s prvními nádechy rozvinout. Bývá způsobena nezralostí plic u nedonošených dětí, které nemají dostatečně vyvinutý surfaktant snižující povrchové napětí a bránící smrštění elastické plíce.

⁴ Nedostatek kyslíku v krvi.

⁵ Porucha acidobazické rovnováhy ve prospěch kyselin.

Klinické projevy

První příznaky respirační tísně se u předčasně narozených dětí s RDS obvykle objeví brzy po narození. Tachypnoe⁶ obvykle nastává jako první. Po tachypnoi jsou pozorovány paradoxní dýchání a slyšitelné „vrnění“. Poslechem hrudníku často odhalíme jemné inspirační praskání. Může být také přítomna cyanóza⁷, ale nemusí. Jestliže se zjistí centrální cyanóza, je pravděpodobné, že dítě má závažnou hypoxemii. Některé další stavy, jako je systémová hypotenze, hypotermie a špatné prokrvení, může napodobit tento aspekt RDS. Definitivní diagnóza RDS se obvykle provádí pomocí RTG hrudníku. Rozptýlená, zamlžená, retikulogranulární hustota s přítomností vzdušných bronchogramů s nízkými objemy plic jsou typické pro RDS. Retikulogranulární kresba je způsobena provzdušňováním respiračních bronchiolů⁸ a nevzdušných alveolů. Vzdušné bronchogramy se objeví jako provzdušněné, tmavé, hlavní bronchy obklopeny nevzdušnou nebo konsolidovanou plicní tkání. [12]

Léčba

CPAP a konvenční umělá ventilace jsou tradiční podpůrné módy použité při léčbě RDS. Terapie nahrazení surfaktantu a vysokofrekvenční ventilace (High Frequency Ventilation, HFV) byly přidány k těmto tradičním krokům. Pokud je stav novorozence vážný, je indikován pokus nasálního CPAP (6 až 8 cm H₂O). Jsou preferovány nosní nostrilky. Pokud se klinický stav novorozence rapidně zhoršuje, je zapotřebí agresivnější přístup. Endotracheální intubace by měla být provedena za řízených podmínek. Mechanická ventilace s pozitivním endexpiračním přetlakem (Positive End-Expiratory Pressure, PEEP) by měla být zahájena, jestliže se okysličování se CPAP nezlepší nebo pokud je pacient apnoický nebo acidotický. Cíl mechanické ventilace při RDS je zabránit plicnímu kolapsu a zachovat alveolární otevření. Pokud je použit PEEP k optimalizaci FRC, je PaCO₂ nejnižší, kvůli vztahu mezi arteriálním částečným tlakem oxidu uhličitého (Pressure of Carbon Dioxide, PaCO₂) a funkční reziduální kapacitou. [12]

1.2.2 Bronchopulmonální dysplazie

U novorozenců, zvláště předčasně narozených, s těžkým respiračním selháním v prvních několika týdnech života se může vyvinout chronické plicní onemocnění zvané bronchopulmonální dysplazie (Bronchopulmonary Dysplasia, BPD). BPD je komplexní onemocnění a není zcela jednoznačně definované. Vše jako je nezralost, genetika, podvýživa, O₂ toxicita a mechanická ventilace se podílí na původu BPD. [12]

Patofyziologie

Iniciující faktory jsou vztahovány k atelektraumatu⁹ a volutraumatu¹⁰. Faktory jako je například hyperoxie, hypoxie, záněť, výživa a genetika přispívají k abnormálnímu vývoji plic a ke vzniku BPD. Atelektrauma je termín vytvořený k popisu ztráty alveolárního objemu,

⁶ Zrychlené dýchání.

⁷ Namodralé zbarvení kůže a sliznic způsobené nedostatečným okysličením krve.

⁸ Průdušinky

⁹ Selhání plic.

¹⁰ Velký dechový objem.

který je jak důsledkem, tak i příčinou poškození plic. Volutrauma je termín použitý k popisu místní nadměrné inflaci (a natažení) dýchacích cest a alveolů. Volutrauma vede k poškození dýchacích cest. Kombinace atelektrauma a volutrauma synergicky zvyšuje poškození plic. Jak atelektrauma, tak i volutrauma způsobují nutnost zvýšení nároků na koncentraci O₂. Vysoká koncentrace O₂ začíná sekvenci poškození plic, která vede k zánětu, pulmonální dysfunkci a smrti. Reakcí plic na kombinaci trauma a O₂ toxicity je produkce a uvolňování zánětlivých mediátorů. Tyto mediátory jsou pravděpodobně uvolňovány z granulocytů, které pobývají v plicích. Jejich uvolnění může poranit alveolárně-kapilární bariéru a vyvolat zánětlivou odpověď. [12]

Klinické projevy

BPD má různé klinické projevy. Někteří velmi nezralí novorozenci mohou začít s nízkým nebo žádným požadavkem O₂ a mechanické ventilace. Progresivní respirační tíseň se vyvíjí přibližně 2 až 3 týdny života, poté novorozenci potřebují O₂ a mechanickou ventilaci. Jiní nezralí novorozenci mohou začít s pneumonií¹¹ nebo sepsí¹² a potřebují velmi vysokou hladinu O₂ a mechanickou ventilaci. Měření arteriálního krevního plynu odhaluje různé stupně hypoxemie a hyperkapnie¹³, obstrukci dýchacích cest, nedostatečný výdech, pulmonální fibrózy a atelektázu. V tomto případě dochází ke zvýšení rezistence dýchacích cest s celkovým poklesem plicní poddajnosti. [12]

Léčba

Ideálním řešením BPD je prevence. Prevence atelektrauma a volutrauma začíná na porodním sále. Zavedení optimálního FRC bez přetěžování plic vyžaduje velkou pozornost při aplikaci jak inspiračního tlaku, tak i tlaku na konci výdechu a vyhnutí se velkému dechovému objemu. Surfaktant by měl být dodán brzy v průběhu léčby. Léčba novorozenců s BPD zahrnuje kroky k minimalizaci dodatečného poškození plic a prevenci pulmonální hypertenze a cor pulmonale¹⁴. [12]

1.2.3 Tranzitorní tachypnoe novorozence

Tranzitorní tachypnoe novorozence (Transient Tachypnea of the Newborn, TTN) je také často nazývána jako II. typ RDS neboli syndrom vlhké plíce. Příčina TTN není zcela jasná, ale s největší pravděpodobností se vztahuje k opoždění clearance¹⁵ plodové tekutiny plic. Během většiny porodů, přibližně 2/3 této tekutiny je vyloučeno hrudním stlačením v porodních cestách, zbytek je znovu absorbován přes lymfatické cévy během počátečního dýchání. Tyto mechanismy jsou narušeny u dětí narozených císařským řezem nebo dětí s nekompletním vývojem lymfatických cév (dětí předčasně narozené nebo s nízkým gestačním věkem). Zbýlá tekutina způsobuje zvýšení rezistence dýchacích cest a celkový

¹¹ Zápal plic.

¹² Otrava krve.

¹³ Zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi.

¹⁴ Z lat. plicní srdce. Chorobné zvětšení pravé srdeční komory, které je způsobeno plicní hypertenzí v důsledku plicních onemocnění.

¹⁵ Množství krve, které se za jednotku času očistí od určité látky.

pokles plicní poddajnosti. Protože je plicní poddajnost nízká, novorozenec musí vytvářet větší dechové úsilí. Tento proces může mít za následek hyperinflaci některých oblastí. Nejvíce dětí s TTN jsou narozeny v termínu bez jakýchkoliv konkrétních společných predispozic. Matky novorozenců, kteří mají TTN, mívají delší intervaly porodních stahů a tyto intervaly se s postupujícím časem nezkracují. Tento stav potom vede k císařskému řezu. Nicméně v mnoha případech jsou porodní stahy a porod normální. Děti s TTN během prvních několika hodin života rychle dýchají. Alveolární ventilace, měřeno arteriální pH a PaCO₂, je obvykle normální. [12]

Léčba

Novorozenci s TTN obvykle snadno reagují na nízké FiO₂ nosní kanylou. Děti vyžadující vyšší FiO₂ mohou mít prospěch z režimu CPAP. Obvykle není nutná mechanická ventilace, a pokud tomu tak je, tak se jedná pravděpodobně o komplikace. Čištění plic je evidentní na RTG hrudníku a ke klinickému zlepšení obvykle dochází během 24 až 48 hodin. [12]

1.2.4 Syndrom aspirace mekonia

Syndrom aspirace mekonia (Meconium Aspiration Syndrome, MAS) je onemocněním donošených a téměř donošených novorozenců. To zahrnuje aspiraci mekonia do dolních dýchacích cest plic. To je obvykle spojené s perinatální hypoxií a asfyxií¹⁶.

Patofyziologie

Plodová voda se skládá převážně z fetální plicní tekutiny, fetální moči a transudátu¹⁷ z děložní stěny. Mekonium, obsah fetálního střeva, je občas vyloučen z plodu do okolní plodové vody. Mekonium se skládá z mukopolysacharidů, cholesterolu, žlučové kyseliny a soli, střevních enzymů a dalších látek. Novorozenci, kteří mají známky perinatální deprese nebo perinatální asfyxie, mohou uvolnit mekonium ještě před narozením. Novorozenci mohou mít aspiraci mekonia přímo v děloze. Plodová voda obarvena mekoniem se vyskytuje v průměru u 12 % ze všech narození. Mekoniem obarvená plodová voda je vzácná mezi novorozenci s gestačním věkem nižším než 37 týdnů. Klinický syndrom se vyvíjí u 2 z 1 000 novorozenců. U novorozenců s vdechnutým mekoniem se v 95 % čistí jejich plíce spontánně. Infuzí plodové vody do dělohy před porodem novorozenců s mekoniem obarvenou tekutinou bylo prokázáno zlepšení neonatálních výsledků. Aspirované mekonium bylo po mnoho let samo považováno za hlavní příčinu MAS. Novější důkazy naznačují, že skutečný původce je fetální asfyxie, která předchází aspiraci. MAS zahrnuje tři hlavní problémy: pulmonální obstrukci, plicní poškození tkáně a pulmonální hypertenzi. K obstrukci dochází z důvodu ucpání dýchacích cest částicemi mekonia. Tato obstrukce je často typu kuličkového ventilu, který umožní vstup plynu, ale zamezuje jeho odchodu. Obstrukce způsobuje nedostatečný výdech a může vést k volutraumatu. [12]

¹⁶ Dušení způsobené nedostatkem vzduchu.

¹⁷ Nezánětlivá tekutina hromadící se v tělních dutinách.

Léčba

Je důležité, aby endotracheální intubace byla aplikována okamžitě po zjištění mekonia k jeho odsátí. Poté je endotracheální trubice odstraněna a děti jsou dále kontrolovány na přítomnost mekonia. Pokud je pozitivní, procedura se opakuje s novou endotracheální trubicí, dokud není negativní. V případě, že mekonium nejde odsát, by měla být endotracheální trubice ponechána na místě a měla by být zahájena mechanická ventilace. Během odsávání novorozence by měl být aplikován 100% ohřátý kyslík do úst novorozence pro prevenci hypoxemie. Jestliže se novorozencům stav zhoršuje, může být zahájen CPAP nebo mechanická ventilace. CPAP je zahájen, jestliže je primární problém hypoxemie. CPAP roztahováním malých dýchacích cest může někdy překonat obstrukci kuličkového ventilu, a zlepšit jak okysličování, tak ventilaci. Pokud je těžká respirační acidóza nebo klinické posouzení ukazuje nadměrnou WOB, měla by být zahájena mechanická ventilace. Negativní nitrohruční tlak s inspirací otevře dýchací cesty a zmírňuje obstrukci. Plyn vstupuje a expanduje do alveolů. S expirací se nitrohruční tlak změni na pozitivní sílu, která zužuje dýchací cesty a způsobuje totální okluzi¹⁸. Plyn nemůže být vydechnut a je zachycen uvnitř alveolů. V tomto případě je obtížné poskytnutí ventilace u novorozenců s těžkou MAS. Tito novorozenci často zadržují CO₂ a potřebují zvýšenou podporu ventilace. Z důvodu vysoké resistance dýchacích cest mají plíce dlouhou časovou konstantu¹⁹. Vysoké rychlosti a tlaky ventilátoru zvyšují riziko nedostatečného výdechu a volutraumatů. Je podloženo, že jak HFV, tak synchronní přerušovaná mechanická ventilace snižují riziko traumatického úniku plynu mimo dýchací cesty. Různé studie prokázaly zlepšení MAS použitím HFV a surfaktantu. Oxid dusnatý se stal hlavním přídatkem v léčbě vytrvalé pulmonální hypertenze. Při nasazení kortikosteroidů u novorozenců s MAS dosud nebylo prokázáno zlepšení výsledků. Vysoké střední tlaky dýchacích cest mohou zhoršit pulmonální hypertenzi. [12]

1.3 Umělá plicní ventilace pro novorozence

Umělá plicní ventilace pro novorozence je technika umožňující částečně nebo plně nahrazovat výměnu plynů mezi vnějším prostředím a plicními alveoly.

Během inspirace dochází vlivem aktivity dýchacích svalů, především bránice, ke zvětšení objemu hrudníku a poklesu intrapulmonálního tlaku²⁰ pod úroveň atmosférického, což umožní proudění vzduchu do plic. Exspirace probíhá pasivně. Uplatňuje se zde elasticita hrudníku a plicní tkáně. [25]

1.3.1 Mechanická ventilace

Znamená použití sofistikované technologie zaměřené na udržování okysličení tkání a odstranění oxidu uhličitého. Na své primární úrovni mechanická ventilace podporuje nebo nahrazuje běžnou ventilační pumpu, která vhání vzduch do plic a umožňuje jeho odchod z plic ven. Hlavní indikace pro mechanickou ventilaci je nedostatečné dýchání nebo chybějící spontánní dýchání.

¹⁸ Uzavření.

¹⁹ Faktor ovlivňující dynamiku dýchání, intrapulmonální distribuci plynů a rychlost inflace a rychlost deflace plic.

²⁰ Tlak v plicích, v plicních alveolech.

Mechanická ventilace není bez rizik, komplikace a rizika mohou být ohrožující na životě. Rozhodnutí o zahájení podpory mechanické ventilace je závažné, protože vyžaduje správný klinický úsudek a jasnou představu o různých přístupech k ventilační podpoře. Po zapnutí ventilátoru je nastavení u ventilační podpory upraveno na základě reakce pacienta.

Cíle podpory mechanickou ventilací jsou udržování adekvátní alveolární ventilace a dodávky kyslíku, obnovení acidobazické rovnováhy a snížení dechové práce s minimálními škodlivými vedlejšími účinky a komplikacemi. [12]

1.3.2 Neinvazivní ventilace

Je dodávka ventilační podpory bez použití invazivního umělého dýchání, jako je endotracheální nebo tracheostomická trubice. Neinvazivní ventilace (Noninvasive Ventilation, NIV) může být poskytnuta buď tak, že se použije negativní nebo pozitivní přetlak v dýchacích cestách. Téměř jakýkoliv typ mechanického ventilátoru může být použit k dodání NIV. Nicméně NIV je v současné době téměř vždy dodávána přes obličejovou nebo nasální masku s pozitivním přetlakem určeným ventilátorem specificky pro neinvazivní použití.

NIV je obecně chápána tak, že zahrnuje jak neinvazivní pozitivní přetlak ventilace, tak neinvazivní aplikaci kontinuálního pozitivního přtlaku v dýchacích cestách. S publikací výsledků z klinických studií používání NIV v léčbě respiračního selhání se zájem o NIV v posledních letech zvýšil. Zároveň byly zavedeny technologicky pokročilé neinvazivní ventilátory. Nejvíce ventilátorů jednotky intenzivní péče nyní zahrnuje specifický neinvazivní režim ventilace. Vylepšení tvaru se rozhraní stalo mnohem pohodlnějším, takže pacienti mohou tolerovat NIV po delší dobu. Evidentním přínosem vývoje je skutečnost, že lékaři používají NIV častěji než dříve u akutní i dlouhodobé péče.

Neinvazivní ventilace je také stále více používána u novorozenců. V minulosti bylo použití NIV limitováno nedostatkem dostupných rozhraní, nicméně ty se dnes stávají snadněji dostupnými. Novější výsledky podporují použití jak synchronizované, tak nesynchronizované NIV na neonatologické jednotce intenzivní péče. Některá omezení dostupných rozhraní však přetrvávají, zvláště u menších pacientů. Stejně jako u CPAP, tak i u dalších zařízení neinvazivního rozhraní, je třeba dbát na to, aby se zabránilo nebo alespoň minimalizovalo poranění pacienta. [12]

1.3.3 Invazivní vs. Neinvazivní ventilace

Invazivní ventilace pozitivního přtlaku tracheostomií byla výchozím standardem pro dlouhodobou mechanickou ventilaci, zvláště u pacientů vyžadující 24 hodinovou podporu. Avšak dlouhodobá tracheostomie je spojena s mnoha vážnými komplikacemi včetně sekrece, infekce, aspirace a ventilačně spojené pneumonie. Kromě toho permanentní tracheostomie představuje významné komunikační problémy mezi ošetřovateli a pacienty. Důležitým faktorem invazivní ventilace tracheostomií je významné omezení kvality pacientova života. Z těchto důvodů se stává více používaná neinvazivní podpora. Neinvazivní ventilační podpora zahrnuje jakýkoliv způsob určený k posílení alveolární ventilace bez zajištění endotracheální dýchací cesty. Neinvazivní ventilace je obvykle prvotní volbou, jsou-li splněné nezbytné podmínky pro její použití.

Pacienti, u kterých lze použít NIV, se obecně dělí do dvou kategorií. Pacienti z první kategorie jsou ve stavu, u kterého by zastavení ventilace mohlo vést k smrti. Do této kategorie patří akutně nemocní pacienti (pacienti s astmatem, pulmonálním edémem) a pacienti vyžadující celodenní i dlouhodobou podporu. Pacienti z druhé kategorie jsou ve stavu, u kterého NIV může nabídnout klinický přínos, ale pozastavení ventilace není životu nebezpečné. Tito pacienti zpravidla vyžadují pouze přerušovanou nebo noční podporu.

Negativní přetlak ventilace je nyní považován za druhořadou strategii pro neinvazivní ventilační podporu. Ve srovnání s NIV je negativní přetlak ventilace obtížnější aplikovat a je také méně tolerován (z důvodu špatné synchronizace dechu). Nicméně negativní přetlak ventilace může být vhodný pro pacienty, u kterých není možno použít NIV. [12]

1.4 CPAP

Metoda byla poprvé představena ve 30. letech minulého století jako „kontinuálně se šířící tlak“, [13] kdy byla použita jako léčba plicního edému a astmatu. [4] Gregory a spol. v r. 1971 znovu zavedli terapii kontinuálně se šířícího tlaku u novorozenců se syndromem respirační tísně a pojmenovali ji CPAP. [4][26] Nasální kontinuální pozitivní přetlak v dýchacích cestách je neinvazivní forma respirační podpory, která je využívána k podpoře spontánního dýchání novorozenců s plicním onemocněním. [1] Tento šetrnější režim ventilace má nižší rizika poranění plic než mechanická ventilace. Díky těmto výhodám se použití metody značně rozšířilo. [21]

Neonatální plicní poddajnost obsahuje charakteristiky hrudní stěny a hrudníku. Vysoká poddajnost hrudní stěny a nedostatečná elasticita plice neudrží adekvátní FRC. Novorozenec musí začít každou inspiraci z nízkého zbytkového plicního objemu a vytvořit vysoké počáteční tlaky s každým nádechem. Přitom trpí nedostatkem surfaktantu. Toto vše výrazně zvyšuje dechovou práci, námahu při dýchání a může vést k respirační tísní, svalové únavě a apnoe. [13]

CPAP v první řadě slouží ke zlepšení okysličování a snížení dechové práce. Okysličování se zlepšuje, pokud je zvýšen střední tlak v dýchacích cestách (alveolárně-arteriální gradient). [4] Aplikování CPAP udržuje přetlakový inspirační a expirační tlak a proto vzrůstá střední tlak dýchacích cest. Zvýšení středního tlaku dýchacích cest po celou dobu obou dýchacích fází zabraňuje nevratnému uzavření dýchacích cest. Rovnoměrné rozložení transpulmonálního tlaku udržuje průchodnost těchto dýchacích cest. [13] Zhroucené alveoly vyžadují vyšší otevírací tlak způsobující zvýšenou dechovou práci. CPAP redukuje dechovou práci snížením otevíracího tlaku požadovaného k otevření zkolabovaných alveol. Výsledek je zvýšení FRC a zlepšení okysličení. Zvýšení FRC umožňuje vyšší změnu objemu na jednotku tlaku (compliance), který pomáhá udržovat přiměřenou minutovou ventilaci²¹ a snižuje dechovou práci. [4]

Utěsnění kolem nosních dírek a druhotný intrapulmonální tlak má vliv na účinnost a bezpečnost nasálního CPAP. Minimalizace úniku kolem nostrilek pomáhá přesnějšímu dodání CPAP. Nostrilky by měli být pohodlně nasazeny bez úniku vzduchu nebo poškození tkáně. Utěsnění hrotu nostrilek je důležitým faktorem, který ovlivňuje tlak v dýchacích cestách a musí se brát v potaz během klinických studií k zaručení porovnatelných výsledků.

²¹ Množství vzduchu vyměněné v plicích během jedné minuty klidného dýchání.

Jestliže jsou ústa otevřena, vliv tlaku je oslaben, což má za následek neustálené kolísání intrapulmonálního tlaku. Otevřená ústa dítěte tedy výrazně snižují efektivitu této metody. U této formy respirační podpory je výskyt pneumotoraxu 3 krát nižší než u mechanické ventilace. Četnost výskytu je proměnlivá v rozsahu od 1,4 % do 10,3 %. Odvíjí se však také od porodní hmotnosti dítěte. Úmrtnost se pohybuje od 6,5 % do 48 %. [21]

Neonatální odvykání od dechové podpory

K vysazení respirační podpory by mělo být přistoupeno, pokud je pacient stabilní, nemá problémy s apnoí, vykazuje přijatelné známky vitality, hodnoty krevních plynů a hrudních radiografických nálezů. [13] Časový průběh je odlišný u každého dítěte, ale obvykle se nejprve postupně vysazuje kyslík tak aby byla udržována saturace mezi 90 a 95 %. Jakmile se sníží kyslík na hodnotu 40 %, je pacientovi snižována také hladina tlaku. [4] Pacient je odpojován od CPAP tlaku zatímco FiO_2 se stále snižuje až na hodnotu 0,21 až 0,3. Jestliže se pacient léčil dlouhodobě, nebo je chronicky nemocný, přetlak a poté tlak je snižován po 1 cm H_2O . Jinak je CPAP snižován po 2 nebo 3 cm H_2O , až dosáhne hodnoty 2 nebo 3 cm H_2O , což je přibližná fyziologická hodnota pacienta. [13]

1.4.1 HFNC

Vysoko-průtoková nasální kanyla (High-Flow Nasal Cannula, HFNC) se stává stále oblíbenější alternativou neinvazivní respirační podpory k CPAP pro léčbu předčasně narozených dětí. [23] HFNC dodává vyhřívanou a zvlhčenou směs vzduchu a kyslíku při průtoku vyšším než je inspirační průtok pacienta. Zlepšuje okysličení, snižuje inspirační úsilí a dechovou práci potřebnou k udržení normálního arteriálního CO_2 napětí. [17]

Dle vědeckého článku [14] přes rozdílné mechanismy pro vytvoření pozitivního tlaku v dýchacích cestách, při porovnání při stejném retrofaryngeálním tlaku nebyly statisticky prokázány významné rozdíly mezi CPAP a HFNC, ale WOB byla významně vyšší u HFNC.

1.4.2 HFV

Jedná se o ventilační terapii, která se využívá v situaci, kdy pacient vyžaduje odlišný přístup než při konvenční ventilaci. Proto se nabízí alternativa v podobě režimu HFV, který může být zahájen pomocí jednoho tlačítka, za použití přístroje Babylog 8000, kde je plně integrován. Může být provozován v rámci CPAP. Dokonce i malé dechové objemy při HFV je možné spolehlivě změřit a následně doladit velmi jemným nastavením. [8]

Cílem HFV je zlepšit plicní výměnu plynů a zároveň snížit riziko barotraumat. Okysličení a eliminace CO_2 jsou kontrolovány středním tlakem dýchacích cest, oscilačním rozsahem a frekvencí. Fyziologický účinek režimu dle [24] nebyl zcela objasněn, nicméně v některých centrech, kde opustil experimentální fázi, se etabloval v neonatologii jako alternativní léčba ke konvenční ventilaci. S HFV může být často úspěšně vyléčeno závažné plicní onemocnění, jako je RDS, pneumonie nebo MAS.

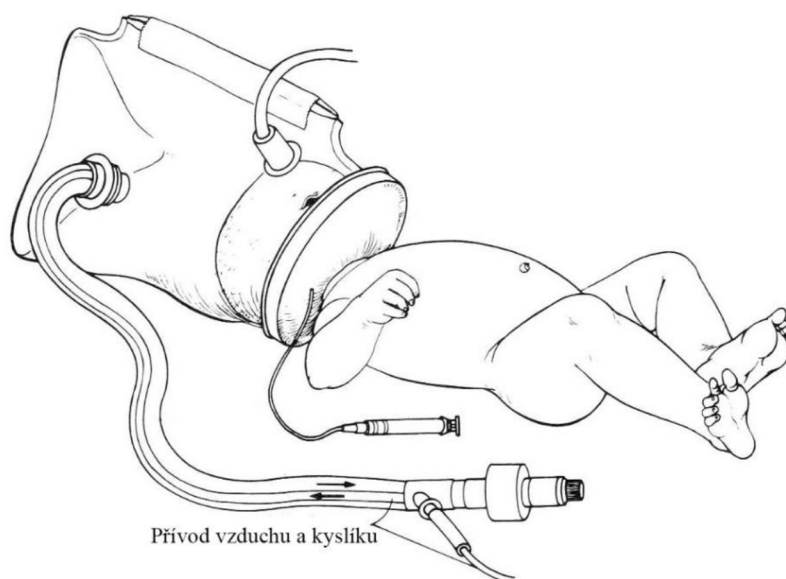
1.4.3 Metody zapojení

Pro napojení pacienta k ventilačnímu systému je u aplikace CPAP dostupný široký rozsah výrobků. CPAP byl původně podáván použitím endotracheální trubice a plastové komory na hlavu. [13] Později byla uvedena idea nasálního CPAP založeného na pozorování, že novorozenci dýchají především prostřednictvím nosu. Pro aplikaci CPAP byli vyvinuty různé trubice, nostrilky, komory a masky. Je třeba pečlivě posoudit jejich konstrukční vlastnosti, nežli se rozhodne o klinickém použití. Je nutné zvolit optimální tvar a rozměr v závislosti na anatomii dýchacích cest a také zvážit vliv na resistenci dýchacích cest a dechovou práci. Dalšími faktory, které je třeba zvážit, jsou komfort, bezpečnost a lehkost. Musí být zohledněno i riziko infekce při použití zařízení. [4]

Komory na hlavu a obličej

Komorové zařízení na hlavu a obličej se běžně nepoužívají. Jsou používány zřídka kvůli komplikacím a nepraktičnosti spojených s jejich použitím. Hlavní výhodou komory je její schopnost rychle a neinvazivně podporovat CPAP. Avšak, obě jsou těžkopádné, brání přístupu k pacientově hlavě a obličejí. Pro získání konzistentní úrovně CPAP se musí komora na hlavu utěsnit na krku. Stlačení krku a okolních cév často způsobuje nitrolební krvácení a hydrocefalus²². Použití komory na hlavu může také způsobit rány na krku a problémy nervů.

Komora na obličej je v podstatě velká maska, která pokrývá celý obličej a je držena na obličejí podtlakem. Pacient je během použití umístěn ve speciálním lůžku, které může omezovat jeho pohyb. Mnoho komplikací spojených s komorou na hlavu je eliminováno, protože komora není utěsněná u krku. I přesto však zůstává přístup k pacientovi omezený. Přiložení obličejové komory na obličej je zřídka spojeno s malými kožními jizvami u linie vlasů. Obě komory na hlavu i obličej jsou používány pouze u kojenců a vyžadují umístění žaludečního tubusu, aby se zabránilo břišní distenzi. [13] [4]



Obrázek 2 Komora na hlavu pro aplikaci CPAP [13]

²² Zvýšená akumulace mozkomíšního moku v mozkových komorách.

Obličejové masky

Obličejová maska je efektivní při aplikování CPAP jak u kojenců, tak i u pediatrických pacientů. Je to lehká maska s nafukovacím těsněním na tváři. Polohu masky je nutné ručně zajistit na tváři pacienta tak, aby se nedotýkala nosu a úst, aby tlak nepůsobil na oči a jemnou tkáň pod bradou. Utěsnění není nutné pro efektivní léčbu CPAP. Je vhodné se vyhnout použití masky k poskytnutí CPAP po delší dobu. I když takový přístup pomáhá vzniku obstrukční spánkové apnoe nebo dýchacímu selhání v dospělosti, může být opatrně použit u nemluvňat. Nevýhody použití obličejové masky pro CPAP terapii je problematická péče o ústa a u nemluvňat nelze zajistit správně umístěnou masku na obličej po delší dobu. Komplikace spojené s použitím obličejové masky jsou traumata obličejové a oční tkáně, žaludeční problémy přecházející ve zvracení a aspiraci. Komplikace obličejového traumatu mohou být redukovány opatrným přiložením na obličej a častou opravou do správné polohy. Úroveň mrtvého prostoru novorozeneckých a pediatrických masek může být významná, avšak použitím masky se nezvyšuje oxid uhličitý nebo vdechování již vydechnutého vzduchu. Tubus v žaludku může pomoci snížit žaludeční roztažitelnost a chránit před zvracením a aspirací. [13]

Endotracheální trubice

Intratracheální trubice nejčastěji slouží k umělé plicní ventilaci. Může být využita i pro CPAP. Toto zařízení může být buď endotracheální trubice, nasálně nebo orálně umístěna, nebo trubice tracheostomie. Endotracheální trubice umožňuje vyšší a nižší tlaky, které mají být dodány přímo do dýchacích cest. Použitím této trubice je zaručen přístup do dýchacích cest pro plicní hygienu a efektivně přesné dodání koncentrace kyslíku. Komplikace u endotracheální trubice jsou stejné jako při použití mechanické ventilace včetně traumatu z intubační procedury, plicní infekce aj. Odpor vůči vydechovanému průtoku přes endotracheální trubici může přispět ke zvýšení dechové práce. Předčasně narozené děti jsou z tohoto důvodu přepojeny k CPAP z mechanické ventilace a extubovány pro připojení dalšího zařízení. Průměr trubice je dominantním faktorem, který ovlivňuje rezistenci. Dalším faktorem je délka trubice. Kratší a širší trubice mají menší odpor a méně přispívají k dechové práci. Endotracheální trubice se zajišťuje několika metodami. Nejběžnější používá zajištění pomocí dvou proužků pásky, které jsou rozříznuty na jejich konci. Páska může být odstraněna, aniž by odstranila trubici. Tato metoda je bezpečná vůči vzniku zbytečného poranění tváře pacienta. [4]



Obrázek 3 Endotracheální trubice [22]

Nasální CPAP zařízení

Jsou používané převážně u novorozenců. CPAP může být úspěšně aplikován různými typy nosních zařízení, jelikož novorozenci dýchají zejména nosními průduchy. Nasální CPAP zařízení jsou rozděleny do těchto kategorií: [4]

1) Nasální nostrilky

Použití nosních nostrilek je běžné při aplikaci CPAP u novorozenců. Nasální nostrilky jsou krátký typ kanyly, které vyčnívají 0,5 až 1,0 cm do každé nosní dírký. Nostrilky jsou nejefektivnější pro dodávání nízkých tlaků. Velikosti nostrilek jsou dostupné pro větší i menší děti. Pokud je použita příliš velká nostrilka, odpor přes toto zařízení je relativně malý. U dětí jsou často endotracheální trubice odstraněny a místo nich se používají právě tato zařízení. Pozornost musí být věnována výběru správného CPAP zařízení, aby se předešlo zvýšení dechové práce u novorozence.



Obrázek 4 Nasální nostrilky [3]

K zajištění nostrilek existují různé metody. Často se používá čepce nebo popruh hlavy, který obíhá hlavu dítěte a připojí se na příruby nosních nostrilek. Zde může nastat riziko zvýšení intrakraniálního tlaku nebo žilní obstrukce krku. Děti s nostrilkami zajištěné touto metodou často prokazují agitaci a vyklouznou z nich. Další možností je citlivý pás, který je možno připojit pomocí suchého zipu na obličej. Nosní štěrbinu je ve středu pásu. Nostrilky jsou protlačeny štěrbinou a připevněné pod páskem k hornímu rtu a nosu. Tato metoda zabraňuje mnoha problémů spojené s čepcem nebo popruhem

hlavy. Správná orientace a montáž nostrilek je důležitá proto, aby se zabránilo ulceraci²³ tkání a aby bylo zajištěno maximální pohodlí. [4]

2) Nasální masky

Používají se především u systémů k aplikaci CPAP při léčbě spánkové apnoe u dětí většího věku, než by běžně odpovídal dětem ve věku 3 let. Mají zaklíněný tvar a sedí na nose. Funkce mají stejné jako obličejová maska. Nasální maska neposkytuje žádný odpor proti proudění vzduchu a má



Obrázek 5 Nasální masky [3]

polovinu třetiny mrtvého objemu prostoru obličejové masky. Ústa a jazyk poskytují pro vyrovnávání tlaku pojistný ventil jako u všech nosních zařízení. Tlak až do výše 15 cm H₂O je obvykle účinně dodán. Pokud nastává trvalé dýchání ústy, zařízení není efektivní. Při použití nosní masky musí být zaručeno, aby novorozenec dýchal nosem a ne ústy. Nosní maska je lehká a pohodlně pasuje na nos. Zajištění je provedeno popruhy, které se upevní kolem hlavy. Masky jsou snadno čistitelné. Pokud se pravidelně čistí a dezinfikují, nehrozí riziko infekce. Porušení kůže a trauma jsou minimalizovány, protože zařízení se používá pouze během spánku. Dlouhodobé používání se nedoporučuje. [4]

²³ Vznik vředu.

2 VÝZKUM

2.1 Výpočtová část

Podstatnou součástí systému zavedení režimu ventilace CPAP u novorozence je zařízení BabyFlow. Na toto zařízení se nasazují koncové nostrilky různých rozměrů, které vedou danou ventilaci přímo přes nos dítěte. Tato část bakalářské práce je zaměřena na výpočet celkových tlakových ztrát u vybraného zapojení. K tomuto účelu bylo vybráno zapojení zařízení BabyFlow a nostrilky velikosti XS.



Obrázek 6 Aplikace BabyFlow s nostrilkou [7]

Základní rovnice pro stacionární jednorozměrné proudění (proudění potrubím) ideální nestlačitelné tekutiny jsou rovnice kontinuity a Bernoulliho rovnice, ze kterých se vychází při výpočtu tlakových ztrát v potrubním systému. [10]

Rovnice kontinuity neboli zákon zachování hmotnosti uvádí, že za jednotku času proteče oběma průřezy stejné množství nestlačitelné tekutiny, tj. hmotnostní tok je stejný.

$$\dot{m} = \text{konst.} \quad [\text{kg/s}] \quad (1)$$

Součin průřezů a rychlostí je ve všech místech trubice stejný a je roven objemovému průtoku. U stacionárního proudění je průtok nezávislý na čase a objemový průtok je konstantní.

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = \dot{V} = \text{konst.} \quad (2)$$

Z toho lze vyvodit střední rychlost:

$$v = \frac{\dot{V}}{S} \quad (3)$$

Bernoulliho rovnice (BR) představuje zákon zachování energie. BR pro nestlačitelnou tekutinu za působení tíhového zrychlení a pro ustálené proudění má tvar:

$$gh + \frac{p}{\rho} + \frac{v^2}{2} = \text{konst.} \quad [\text{J/kg}] \quad (4)$$

kde je $\frac{v^2}{2}$ kinetická energie, $\frac{p}{\rho}$ tlaková energie a gh polohová energie.

Pro skutečnou kapalinu BR obsahuje další člen, který prezentuje práci třecích sil. Na jednotku hmotnosti připadá měrná energie e , což je rozptýlená (ztrátová) energie, spotřebovaná na překonání hydraulických odporů mezi dvěma úseky proudové trubice. Tato energie zmenšuje

mechanickou energii tekutiny (tj. součet tlakové, kinetické a polohové energie) a mění se v teplo. [5][10]

$$gh_1 + \frac{p_1}{\rho} + \frac{v_1^2}{2} = gh_2 + \frac{p_2}{\rho} + \frac{v_2^2}{2} + e \quad (5)$$

Výpočet třecích tlakových ztrát

Velikost třecích ztrát závisí na druhu proudění skutečné tekutiny a na geometrii potrubí. Ztráty třením jsou způsobeny vnitřními silami v proudící vazké tekutině a tečným napětím u tuhé stěny potrubí. Ztrátový součinitel ξ se vypočítá dle vzorce, kde jsou zahrnuty součinitel tření λ , délka trubky L a průměr trubky D . [10]

$$\xi = \lambda \cdot \frac{L}{D} \quad (6)$$

Při výpočtu se vychází z rovnice kontinuity, vyjadřující obecný fyzikální zákon o zachování hmotnosti. Hmotnost tekutiny je konstantní pro elementární objem, kterým proudí tekutina. Celková změna hmotnosti je tedy nulová. U rovnice kontinuity pro proudovou trubici se uvažuje jednorozměrné neustálené proudění stlačitelné tekutiny trubicí. Průřez proudové trubice se mění po délce. Hmotnostní průtok Q_m trubicí je konstantní. [5]

Průtok Q potrubím je definován vztahem, kde v je rychlost proudění a S průřez potrubí:

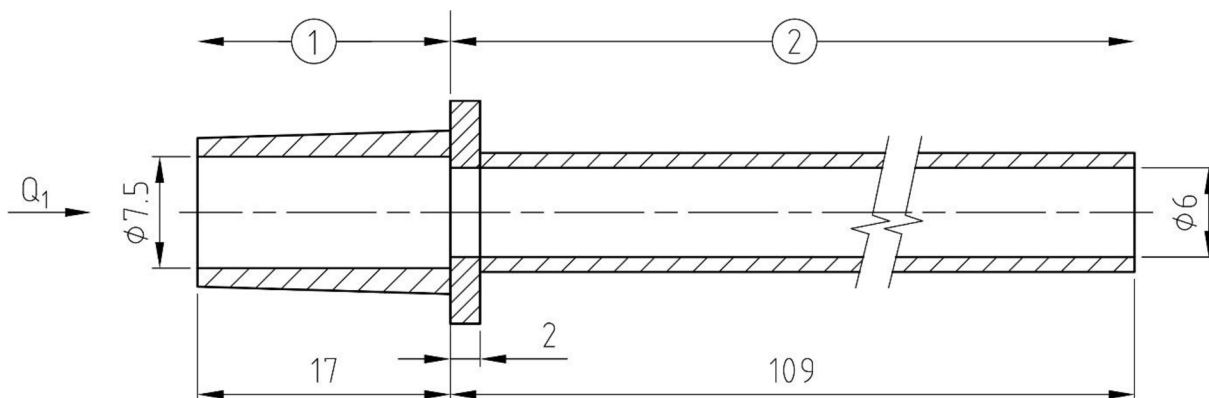
$$Q = v \cdot S \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (7)$$

Na obr. 7 se nachází zařízení BabyFlow, ze kterého je patrné, že se jedná o velmi složitý tvar, kde je mnoho zaoblení a velký úhel mezi inspirační hadicí a výtokovou větví (modrá část) směřující k dítěti.



Obrázek 7 Zařízení BabyFlow

Výpočet délkových tlakových ztrát je proveden pro trubicovou část zařízení BabyFlow.



Obrázek 8 Řez trubicí zařízení BabyFlow

Vstupní hodnoty – trubička je rozdělena na 2 části dle obr. 8, jež je každá označena svým indexem, vstupní průtok Q_1 je změřen průtokoměrem na sestaveném zapojení:

$$D_1 = 7,5 \text{ mm} = 7,5 \cdot 10^{-3} \text{ m}, L_1 = 17 \text{ mm} = 1,7 \cdot 10^{-2} \text{ m}$$

$$D_2 = 6 \text{ mm} = 6 \cdot 10^{-3} \text{ m}, L_2 = 109 \text{ mm} = 0,109 \text{ m}$$

$$Q_1 = 7,98 \frac{l}{min}$$

Jedná se o laminární proudění vzduchu (částice vzduchu se pohybují v tenkých vrstvách, aniž se přemísťují po průřezu), který je stlačitelný. Pro toto proudění je kritická hodnota Reynoldsova čísla $Re_{krit} = 2\,320$, kdy po překročení nastává proudění turbulentní. Dochází k intenzivnímu míšení částic následkem jejich turbulentních pohybů ve všech směrech. Tyto druhy proudění se navzájem liší rychlostním profilem a velikostí hydraulických ztrát. U laminárního proudění v potrubí je rychlostní profil rotační paraboloid. U turbulentního proudění se vyvíjí tzv. pístový profil. [5]

Průřezy jednotlivých částí trubice:

$$S_1 = \frac{\pi \cdot D_1^2}{4} = \frac{\pi \cdot 0,0075^2}{4} = 4,418 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 \quad (8)$$

$$S_2 = \frac{\pi \cdot D_2^2}{4} = \frac{\pi \cdot 0,006^2}{4} = 2,827 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 \quad (9)$$

Vstupní průtok převeden na základní jednotky a výpočet vstupní rychlosti vzduchu v_1 :

$$Q_1 = 7,98 \frac{l}{min} = \frac{7,98 \cdot 0,001}{60} = 1,33 \cdot 10^{-4} \frac{\text{m}^3}{s} \quad (10)$$

$$v_1 = \frac{Q_1}{S_1} = \frac{1,33 \cdot 10^{-4}}{4,418 \cdot 10^{-5}} = 3,01 \frac{m}{s} \quad (11)$$

Reynoldsovo číslo Re vyjadřuje poměr setrvačných a vazkých sil:

$$Re = \frac{v \cdot D}{\nu} = \frac{v_1 \cdot D_1}{\nu_{vz}} = \frac{3,01 \cdot 0,0075}{0,000015} = 1\,505 \quad (12)$$

Kinematická viskozita vzduchu:

$$\nu_{vz} = 0,000\ 015 \frac{m^2}{s}$$

Součinitel tření λ pro laminární proudění:

$$\lambda = \frac{64}{Re} = \frac{64}{1\ 505} = 0,042\ 53 \quad (13)$$

Tlaková ztráta ξ_l :

$$\xi_{l1} = \rho_{vz} \cdot \lambda \cdot \frac{L_1}{D_1} \cdot \frac{v_1^2}{2} = 1,205 \cdot 0,042\ 53 \cdot \frac{0,017}{0,007\ 5} \cdot \frac{3,01^2}{2} = 0,526\ 2\ Pa \quad (14)$$

$$\xi_{l2} = \rho_{vz} \cdot \lambda \cdot \frac{L_2}{D_2} \cdot \frac{v_1^2}{2} = 1,205 \cdot 0,042\ 53 \cdot \frac{0,109}{0,006} \cdot \frac{3,01^2}{2} = 4,217\ 6\ Pa \quad (15)$$

Hustota vzduchu při teplotě $T = 20\ ^\circ C$ a atmosférickém tlaku $p = 101\ 325\ Pa$:

$$\rho_{vz} = 1,205 \frac{kg}{m^3}$$

Celková délková tlaková ztráta:

$$\xi_L = \xi_{l1} + \xi_{l2} = 0,526\ 2 + 4,217\ 6 = 4,743\ 8\ Pa \quad (16)$$

Výpočet místních tlakových ztrát

U běžného potrubí v praxi bývají kromě rovných úseků stálého průřezu i různá kolena, ohyb apod. Místní ztráty mohou být způsobeny změnou velikosti průřezu potrubí, a to náhle nebo pozvolně. Každá taková část potrubí, u níž se mění vektor rychlosti, tj. velikost nebo směr rychlosti proudění, má za následek vyvolání vírů v tekutině, popřípadě odtržení proudů spojené s rozptylem energie. V místě potrubí dochází ke změně vektoru rychlosti a tím se energie proudící kapaliny mění v teplo. Místní odpory mají rozptýlenou energii zpravidla větší než třecí odpory v uvažovaném úseku potrubí. Místní ztrátový součinitel závisí na druhu místní ztráty, tvaru rychlostního profilu, druhu proudění apod. [5][10]

- Ztráta náhlým zúžením průřezu

Dochází k ní v místě náhlého zúžení průřezu, kde se zúžením vyvolá zrychlení kapaliny, což způsobí, že proud nebude následkem setrvačnosti sledovat tvar stěny potrubí. Proto dojde k odtržení a vzniknou víry, což představuje disipaci energie. Ztrátový součinitel ξ_z je možné vyjádřit pomocí vztahu: [10]

$$\xi_z = \left(\frac{S_1}{S_2} - 1 \right) \cdot \frac{S_1}{S_2} = (1,562\ 8 - 1) \cdot 1,562\ 8 = 0,879\ 5 \quad (17)$$

$$\frac{S_1}{S_2} = \frac{4,418 \cdot 10^{-5}}{2,827 \cdot 10^{-5}} = 1,562\ 8 \quad (18)$$

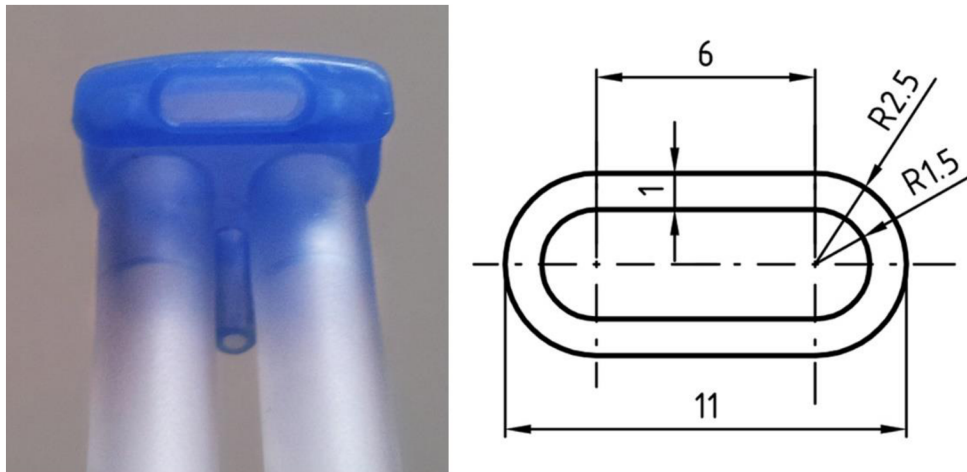
Tlaková ztráta zúžením:

$$\xi_{NZ} = \rho_{vz} \cdot \xi_z \cdot \frac{v_1^2}{2} = 1,205 \cdot 0,8795 \cdot \frac{3,01^2}{2} = 4,8009 \text{ Pa} \quad (19)$$

Součinitele místní tlakové ztráty (MTZ) se stanovují výhradně experimentální metodou pro konkrétní zařízení, z níž se sestaví tabulkové hodnoty. Standardně se stanovují pro tvary používané v potrubních systémech: Y-tvar, kolena, náhlé zúžení, náhlé rozšíření atp.

V našem případě se jedná o zařízení BabyFlow, u něhož je na první pohled patrné, že se nejedná o tvar standardních rozměrů. Experiment součinitele MTZ by byl pro daný potrubní systém časově náročný a rozsáhlý. Z těchto důvodů byl realizován zjednodušený výpočet, kde se pro výpočet MTZ použil koeficient stanovený pro standardní potrubní systém.

BabyFlow – výstup



Obrázek 9 Detail modré části BabyFlow a její rozměry výusti

Průměr výstupu (označení indexem mc) vypočítán dle vzorce pro hydraulický průměr:

$$d_{mc} = \frac{4 \cdot S}{o} = \frac{4 \cdot \left(l \cdot b + \frac{\pi \cdot d^2}{4} \right)}{(2 \cdot l) + \left(2 \cdot \pi \cdot \frac{d}{2} \right)} = \frac{4 \cdot \left(6 \cdot 3 + \frac{\pi \cdot 3^2}{4} \right)}{(2 \cdot 6) + \left(2 \cdot \pi \cdot \frac{3}{2} \right)} \quad (20)$$

$$d_{mc} = 4,68 \text{ mm} = 4,68 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

Nostrilka:



Obrázek 10 Nostrilka velikosti XS a její rozměry trubic

Průměr trubiček (označení index t1 a t2) nostrilky:

$$d_{t1} \equiv d_{t2} = 2 \text{ mm} = 2 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

Dle [9], byl vybrán princip dělení proudu z jednoho průřezu do dvou průřezů o odlišných hodnotách průměru. Pro tento princip je stanovený vzorec, který je definován pro úhel větvení alfa (0 – 90°). [viz. Diagram 7-20, str. 454]

Komplikovaný tvar modré části zařízení BabyFlow vyžaduje provést rozsáhlý experiment pro určení součinitele místní ztráty, přesahující možnosti této bakalářské práce. V našem případě se stanovení místních tlakových ztrát této složité části zanedbají. Jsme si vědomi, že tento krok vnese do výpočtu chybu a je nutné očekávat, že skutečná celková ztráta se tím navýší.

Průřez výstupu modré části a trubičky nostrilky:

$$F_{mc} = l \cdot b + \frac{\pi \cdot d_{mc}^2}{4} = 6 \cdot 3 + \frac{\pi \cdot 3^2}{4} = 25,07 \text{ mm}^2 = 2,507 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 \quad (21)$$

$$F_{t1} \equiv F_{t2} = \frac{\pi \cdot d_{t1}^2}{4} = \frac{\pi \cdot 0,002^2}{4} = 3,142 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$$

Průtoky přepočteny na základní jednotky dle (10):

$$Q_{mc} = 7,63 \frac{l}{min} = \frac{7,63 \cdot 0,001}{60} = 1,272 \cdot 10^{-4} \frac{m^3}{s}$$

$$Q_{t1} = 3,43 \frac{l}{min} = \frac{3,43 \cdot 0,001}{60} = 5,717 \cdot 10^{-5} \frac{m^3}{s}$$

Výstupní část nostrilky jsou dvě trubičky o stejných rozměrech, proto platí:

$$Q_{t1} \equiv Q_{t2}$$

$$\frac{F_{mc}}{F_{t1}} = \frac{2,507 \cdot 10^{-5}}{3,142 \cdot 10^{-6}} = 7,979 \quad (22)$$

$$\frac{F_{t1}}{F_{mc}} = \frac{3,142 \cdot 10^{-6}}{2,507 \cdot 10^{-5}} = 0,125 \quad (23)$$

$$\frac{Q_{t1}}{Q_{mc}} = \frac{5,717 \cdot 10^{-5}}{1,272 \cdot 10^{-4}} = 0,449 \text{ 5} \quad (24)$$

$$\frac{w_{t1}}{w_{mc}} = \frac{Q_{t1}}{Q_{mc}} \cdot \frac{F_{mc}}{F_{t1}} = 0,449 \text{ 5} \cdot 7,979 = 3,586 \quad (25)$$

Koeficient přímé větve $\xi_{c,t1}$ je odhadnut na základě extrapolace tabulkových hodnot a grafu dle [9]:

$$\xi_{c,t1} = 44$$

Koeficient tlakové ztráty jedné trubičky nostrilky ξ_{t1} :

$$\xi_{t1} = \frac{\Delta p_{t1}}{\rho \cdot \frac{w_{t1}^2}{2}} = \frac{\xi_{c,t1}}{\left(\frac{w_{t1}}{w_{mc}}\right)^2} = \frac{44}{(3,586)^2} = 3,422 \quad (26)$$

Celkový koeficient místní tlakové ztráty pro nostrilku, za předpokladu, že se jedná o stejný součinitel pro obě trubičky nostrilky:

$$\begin{aligned} \xi_{t1} &\equiv \xi_{t2} \\ \xi_{CEL} &= \frac{Q_{t2}}{Q_{mc}} \cdot \xi_{t2} + \frac{Q_{t1}}{Q_{mc}} \cdot \xi_{t1} \\ \xi_{CEL} &= 0,4495 \cdot 3,422 + 0,4495 \cdot 3,422 = 3,0764 \end{aligned} \quad (27)$$

Tlaková ztráta nostrilky velikosti XS:

$$\xi_{XS} = \rho_{vz} \cdot \xi_{CEL} \cdot \frac{w_{mc}^2}{2} = 1,205 \cdot 3,0764 \cdot \frac{5,07^2}{2} = 47,6448 \text{ Pa} \quad (28)$$

Výpočet výsledné tlakové ztráty zapojení

Výsledná tlaková ztráta zapojení zařízení BabyFlow a nostrilky velikosti XS je vypočtena od počátku jedné trubice BabyFlow až po výstup z nostrilky.

$$\xi_{TOT} = \xi_L + \xi_{NZ} + \xi_{XS} = 4,7438 + 4,8009 + 47,6448 = 57,1895 \text{ Pa} \quad (29)$$

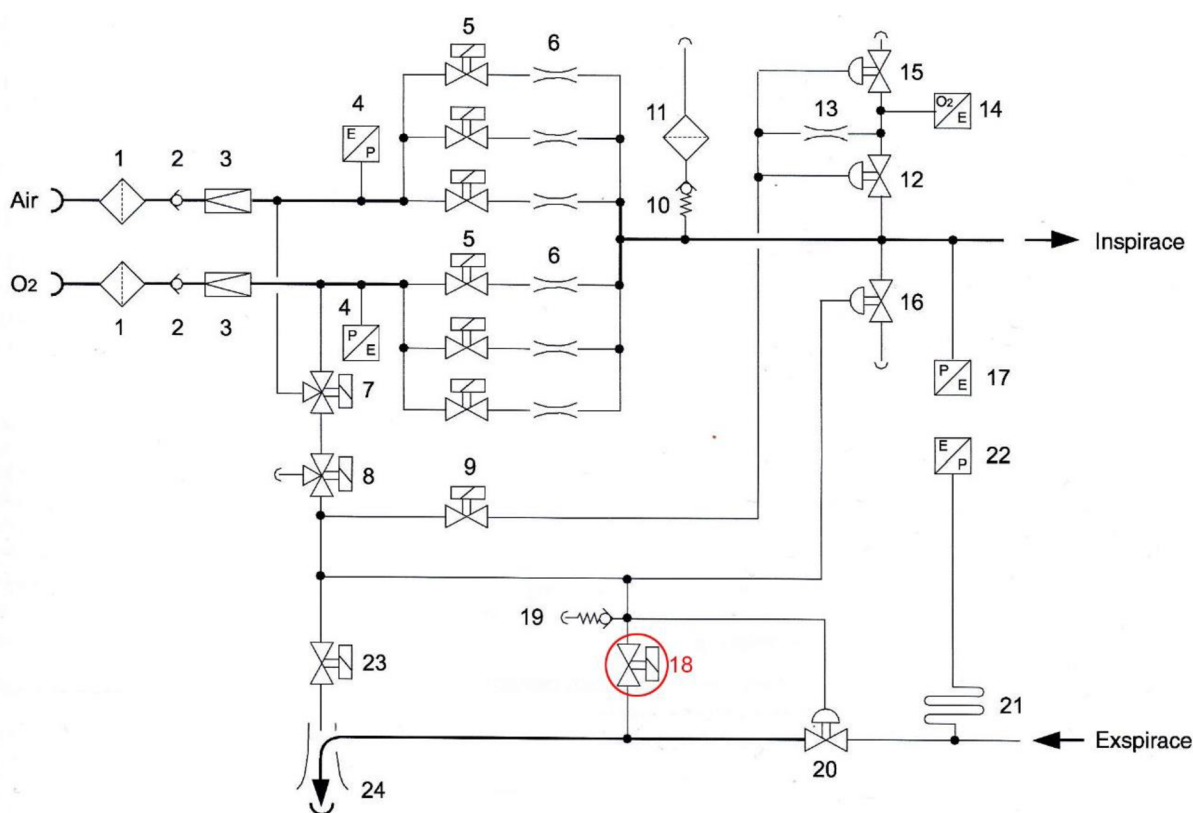
Vyhodnocení

Pro porovnání byly změřeny hodnoty tlaku v místě, kde vzduch vstupuje do trubice zařízení BabyFlow. Hodnota tlaku v daném místě při zapojení s nostrilkou o velikosti XS je 223,2 Pa a při zapojení bez nostrilky je 65,6 Pa. Za nostrilkou se předpokládá normální atmosférický tlak 101 325 Pa. Z tohoto hlediska naměřené hodnoty zhruba odpovídají tlakové ztrátě zapojení při daném průtoku. Případné odchylky vypočítané hodnoty od reálných čísel mohlo ovlivnit zaokrouhlování, zanedbání tlakových ztrát modré části, extrapolace tabulkových hodnot a také fakt, že dělení proudu je v případě standardního potrubí větveno do dvou odlišných standardních průřezů.

2.2 Experiment

Hlavním účelem experimentu bylo porovnat způsoby zapojení několika typů aplikátorů, které propojují ventilační systém s nosem dítěte. Bylo provedeno vyhodnocení měřených hodnot a určení optimálního nastavení pro nejefektivnější použití v praxi.

Prvotní experiment probíhal přímo na ventilačním systému s ventilátorem Babylog 8000 plus podporující umělou plicní ventilaci v dětské nemocnici na oddělení novorozenecké JIP v Brně. Měření se provádělo na všech dostupných typech zapojení pro režim CPAP a sloužilo ke stanovení hodnot tlaku, inspiračního a expiračního průtoku²⁴ při určitém rozsahu nastavovaných veličin ventilačního systému. Těmito veličinami byly PEEP a průtok ventilačního systému. Do ventilačního systému byl ventilátorem Babylog 8000 plus generován PEEP v rozsahu 5 – 8 mbar a udržován průtok 8 – 10 L/min.



Obrázek 11 Zjednodušený pneumotický okruh zařízení Babylog 8000 plus [6]

1 – filtr, 2 – zpětný ventil, 3 – regulační ventil, 4 – snímač absolutního tlaku, 5 – magnetický ventil směšovací a dávkovací jednotky, 6 – dávkování směšovací a dávkovací jednotky, 7 – magnetický přepínací ventil, 8 – magnetický ventil, 9 – magnetický ventil, 10 – zpětný ventil, 11 – filtr, 12 – pneumotický řídicí ventil, 13 – dávkování/dávkovač, 14 – kyslíkový senzor, 15 – pneumotický řídicí ventil, 16 – pneumotický pojistný ventil, 17 – snímač relativního tlaku, 18 – PEEP, 19 – pojistný ventil, 20 – expirační ventil, 21 – baktericidní větev měření tlaku, 22 – snímač relativního tlaku, 23 – magnetický ventil, 24 – ejektor

²⁴ Inspirační průtok je průtok vzduchu, který proudí ventilačním systémem směrem k dítěti. Expirační průtok je průtok proudící expirační větví směrem od dítěte (pryč z ventilačního systému).

U režimu CPAP PEEP ventil 18 generuje řídicí tlak na řídicí straně expiračního ventilu 20, který reguluje PEEP ve ventilačním systému. Generovaný řídicí tlak vytváří trvalý přetlak v dýchacích cestách. Kontinuální průtok protéká přes Y-spojku a expirační ventil. [6]

Na úvod je uvedena tabulka hodnot pro zapojení Y-spojky s aplikátorem „Vygon nasální trubice“ do ventilačního systému (Příloha 2).

Tabulka 1 Hodnoty měření aplikátoru Vygon z nemocnice

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	MEAN [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	p [Pa]
8	4,9	4,9	7,74	4,92	309
	5,5	5,5	7,74	4,75	334
	6	6	7,79	4,66	353
	6,5	6,5	7,79	4,53	374
	7,1	7,1	7,78	4,42	391
	7,5	7,5	7,78	4,33	405
	7,9	7,9	7,77	4,17	430

Tabulkové hodnoty uvádí, že se jednalo o zapojení, které bylo proměřeno za konstantního průtoku 8 L/min ve ventilačním systému. V průběhu měření se velikost hodnoty nastavovaného tlaku PEEP zvyšovala od 5 mbar do 8 mbar přibližně o hodnotu 0,5 mbar. Displej ventilátoru Babylog 8000 plus zobrazoval tyto nastavované hodnoty a zároveň při zmáčknutí tlačítka odkazujícího na hodnoty měřené, označené v tabulce pod názvem sloupce MEAN. Hodnoty MEAN se shodují s hodnotami nastaveného PEEP. Zvyšující se hodnotou PEEP se při tomto zapojení snižoval expirační průtok ventilačního systému a tlak se zvyšoval v místě nejbližší výtoku z aplikátoru Vygon nasální trubice. Inspirační průtok zůstával přibližně na stejné hodnotě v závislosti na změně hodnoty PEEP. Expirační průtok se snížil přibližně o 0,75 L/min a tlakový přírůstek byl 120 Pa.

Další měření probíhalo v laboratoři aerosolů FSI VUT v Brně. Byl zde k dispozici rozvod tlakového vzduchu, ze kterého byl dodáván vzduch do sestaveného ventilačního systému. Ventilační systém v laboratorních podmínkách byl sestaven pomocí různých typů hadiček o různých průměrech, redukcí a zařízení. Pro měření rychlosti průtoků vzduchu v inspirační a expirační větvi zapojení ve vytvořeném laboratorním systému byly použity dva průtokoměry TSI 4143 D. Experiment byl proveden pro různá nastavení průtoků v základním ventilačním systému a nastavení PEEP. Pro měření tlaků byl použit kalibrační tlakoměr Airflow KAL 84.



Obrázek 12 Měřicí prvky zapojené ve ventilačním okruhu v laboratoři

Tlaky byly měřeny vždy pětkrát v místě inspirační a expirační větve, co nejbližší konkrétnímu zařízení jako byla Y-spojka nebo BabyFlow. Dalším místem byla koncová část ventilačního systému, kterou představovaly koncové aplikátorky různých velikostí a tvarů, které se napojovali na Y-spojku nebo BabyFlow. Bylo doporučeno provádět měření vždy na místě v blízkosti výtoku z daného aplikátorku.

V prostředí programu Microsoft Excel byly zpracovány naměřené hodnoty zapojení. Výsledkem zpracování těchto hodnot byly pro každé zapojení tyto hodnoty: střední průměr průtoku na inspirační a expirační větví, střední průměr tlaku a geometrická směrodatná odchylka průtoků a tlaku. Velikost nejistoty měření průtoku a tlaku byla určena pomocí výpočtu nejistoty typu A dle (30) a následně vyjádřena v %:

$$u_A = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (30)$$

s – směrodatná odchylka, n – počet opakování

Tato metoda lze použít pouze v případě, že jsou k dispozici opakovaná měření. Nejistota typu A u_A bude tím menší, čím bude menší rozptýlení opakovaných naměřených hodnot nebo bude více opakovaných měření. [19]

Měřicí zařízení v laboratoři:

Tlakoměr KAL84 – přesnost 0,3 Pa

Průtokoměr 2x TSI 4143 D – přesnost 2% z naměřené hodnoty nebo 0,005 L/min

Zařízení k proměření:

BabyFlow (jednorázový) – nostrilka velikosti XS, S, M, L, XL

Y-spojka – Vygon nasální trubice, Oral/nasální kanyla, Faryngeální nostrilka, RAM kanyla

Y-spojka

Toto zařízení je redukční element pro připojení aplikátoru s ventilačním okruhem. Na Y-spojku se napojují aplikátory, jako jsou např.: Oral/nasální kanyla, Faryngeální noztrilka, Vygon nasální trubice nebo RAM kanyla. Aplikátory jsou připojeny k Y-spojce pomocí koncového standardizovaného adaptéru o průměru 15 mm.

Měření tlaku u zapojení přes Y-spojku probíhalo na aplikátorech pomocí injekční jehly. Trubička vedoucí z tlakoměru měla na samém konci jehlu, která byla vždy umístěna tak, aby byla kolmo orientovaná vůči trubičce jednotlivého aplikátoru a zasahovala přibližně do poloviny průřezu.

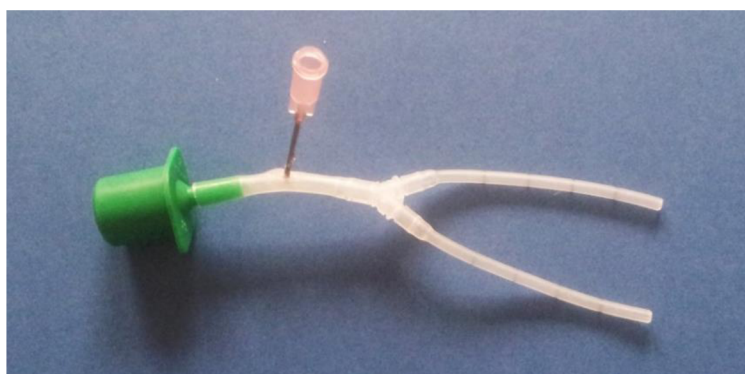


Obrázek 13 Y-spojka

Pro veškeré měřené aplikátory připojené na Y-spojku se uvádí tabulka, ve které jsou zaznamenány hodnoty, které byly měřeny za konstantního průtoku 8 L/min ve ventilačním systému. V průběhu měření se velikost hodnoty nastavovaného tlaku PEEP zvyšoval od 5 mbar do 8 mbar přibližně o hodnotu 0,5 mbar. Z důvodu rozsáhlosti zaznamenaných hodnot je uveden pro každé zapojení pouze graf, ve kterém je prezentována primárně závislost tlaku na PEEP.

Vygon nasální trubice pro neonatální ventilaci

Zařízení se větví z jedné trubičky do dvou s otevřenými a zaoblenými hroty. Délka trubice je 6 cm a vnitřní průměr je 2,5 mm. [18]



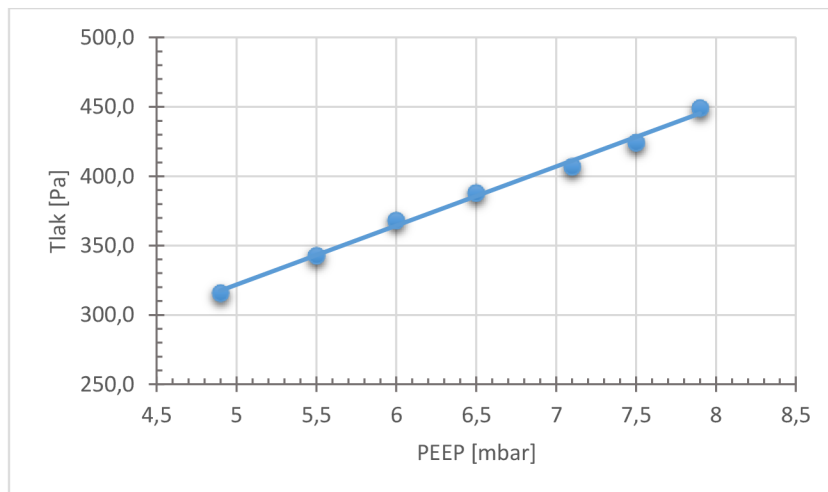
Obrázek 14 Vygon nasální trubice

V laboratorním prostředí byla během experimentálního měření zaznamenána teplota 23,3 °C, relativní vlhkost 30 % a atmosférický tlak 976,8 hPa.

Tabulka 2 Hodnoty zapojení Vygon trubice

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	s_{ins} [± l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	s_{exp} [± l/min]	p [Pa]	s_p [± Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	4,9	7,736	0,009	4,926	0,009	315,8	7,2	2,810
	5,5	7,740	0,007	4,756	0,005	342,8	9,1	2,984
	6	7,796	0,005	4,648	0,013	368,2	12,0	3,148
	6,5	7,792	0,004	4,532	0,004	388,0	12,0	3,260
	7,1	7,782	0,011	4,416	0,009	407,0	12,3	3,366
	7,5	7,780	0,007	4,342	0,011	424,2	15,1	3,438
	7,9	7,766	0,005	4,164	0,009	449,2	20,8	3,602

Zvyšující se hodnotou PEEP se při tomto zapojení snižoval expirační průtok ventilačního systému a tlak v místě nejbližší výtoku z aplikátoru Vygon se zvyšoval. Inspirační průtok zůstával přibližně na stejné hodnotě v závislosti na změně hodnoty PEEP. Expirační průtok se změnil přibližně o 0,75 L/min a tlakový přírůstek byl 135 Pa. Na základě rovnice kontinuity byly z těchto hodnot vypočítány průtoky, které proudí přímo aplikátorem dítěti do nosu. Průtok se v závislosti na zvyšovaném PEEP také zvyšoval a jeho přírůstek byl přibližně 0,8 L/min. Pro zapojení aplikátoru Vygon jsou data závislosti tlaku na hodnotě PEEP zobrazena v grafu 1.



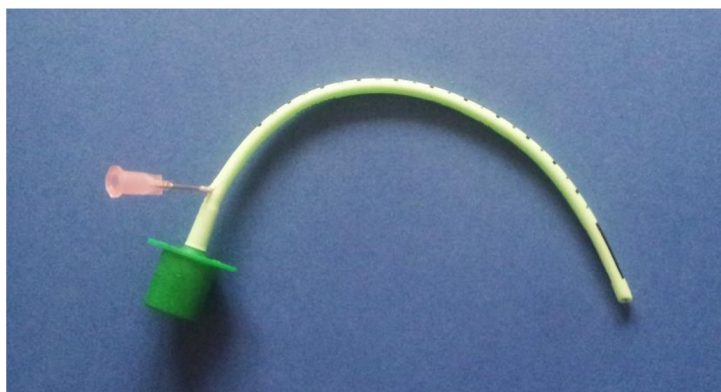
Graf 1 Závislost tlaku na PEEP aplikátoru Vygon

Velikost nejistoty měření typu A se pohybuje u inspiračního průtoku pod hodnotou 0,07 %, u expiračního průtoku v rozmezí 0,05 až 0,13 % a u tlaku 1,0 až 2,1 %

U tohoto zařízení se neprovádělo měření za konstantního PEEP a zvyšujícího se průtoku ve ventilačním systému. Pokud se totiž nastavený průtok ventilačního systému zvýšil nad hodnotu 8 L/min zařízení hlásilo, že se jedná o tzv. zalomenou hadici.

Oral/nasální kanyla

Kanyla má vnitřní průměr 2,5 mm, vnější průměr 4,1 mm a délku 165 mm. Trubice má značení vzdálenosti každých 0,5 cm.



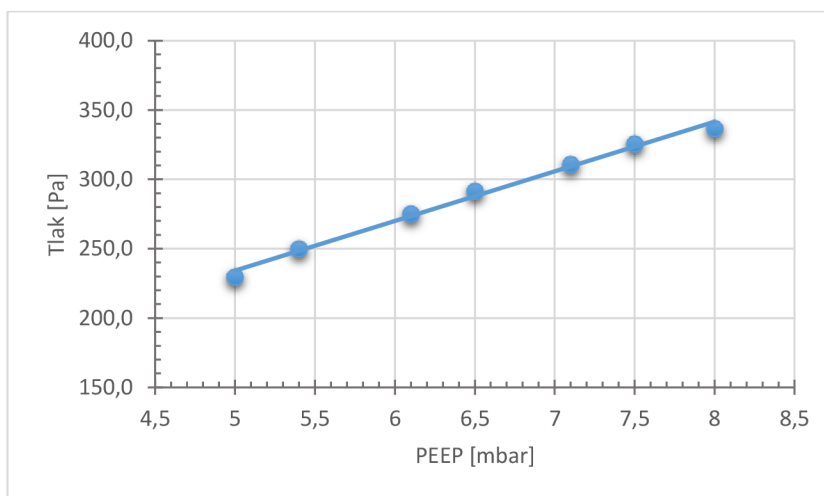
Obrázek 15 Oral/nasální kanyla

V laboratorním prostředí byla během experimentálního měření zaznamenána teplota 23,3 °C, relativní vlhkost 30 % a atmosférický tlak 976,8 hPa.

Tabulka 3 Hodnoty zapojení oral/nasální kanyly

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	s_{ins} [± l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	s_{exp} [± l/min]	p [Pa]	s_p [± Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	5	7,176	0,005	3,920	0,023	229,6	3,4	3,256
	5,4	7,160	0,000	3,708	0,016	249,8	4,5	3,452
	6,1	7,138	0,004	3,430	0,007	275,0	8,0	3,708
	6,5	7,118	0,004	3,244	0,009	291,2	8,4	3,874
	7,1	7,100	0,000	3,026	0,005	310,6	9,6	4,074
	7,5	7,078	0,004	2,854	0,017	325,4	11,6	4,224
	8	7,066	0,005	2,726	0,017	336,4	13,2	4,340

Zvyšující se hodnotou PEEP se při tomto zapojení snižoval expirační průtok ventilačního systému a tlak v místě nejbližší výtoku z aplikátoru oral/nasální kanyly se zvyšoval. Inspirační průtok zůstal přibližně na stejné hodnotě v závislosti na změně hodnoty PEEP. Expirační průtok se změnil přibližně o 1,2 L/min a tlakový přírůstek 107 Pa. Průtok aplikován dítěti se v závislosti na zvyšovaném PEEP také zvyšoval a jeho přírůstek byl přibližně 1,1 L/min.



Graf 2 Závislost tlaku na PEEP oral/nasální kanyly

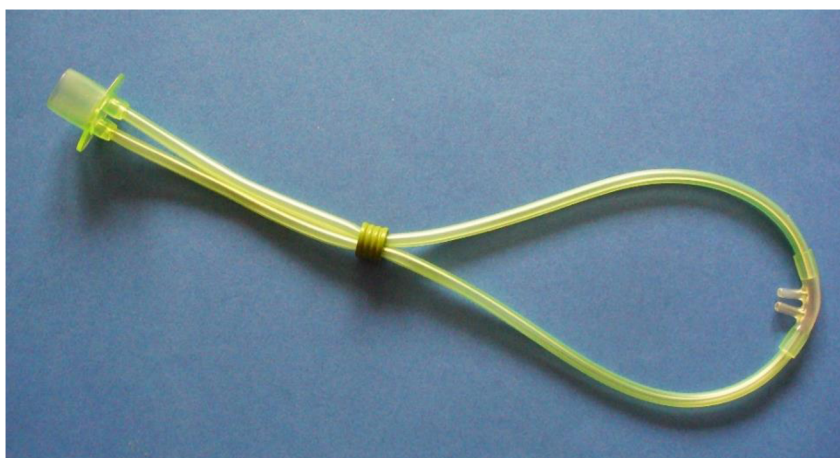
Graf 2 zobrazuje data závislosti tlaku na hodnotě PEEP pro zapojení aplikátoru Oral/nasální trubice, která jsou proložena lineární spojnicí trendu.

Velikost nejistoty měření typu A je u inspiračního průtoku pod hodnotou 0,04 %, u expiračního průtoku v rozmezí 0,08 až 0,28 % a u tlaku 0,65 až 1,75 %

Další měření se provádělo za konstantního PEEP na hodnotě 6 mbar a zvyšujícího se průtoku ve ventilačním systému od 8 do 9,5 L/min. Měření ukázalo, že se tlakový přírůstek příliš nezvyšoval a hodnota průtoku vzduchu, který proudil do nosu dítěte, se prakticky nezměnil. Důležitým faktorem je geometrie aplikátoru. Jedná se o trubičku úzkého průřezu, proto se při zvyšujícím se průtoku vzduchu zvyšuje rezistence trubičky. Objem vzduchu proto narazí a vrací se do zpětné větve ventilačního systému, kde se hodnota expiračního průtoku zvyšovala s přírůstkem přibližně 1,3 L/min.

RAM kanyla

Dlouhá hadička, která má na konci nosní nostrilky, které by měly mít vždy velikostně přibližně 60 – 80 % nosních dírek dítěte. Tento model má vnější průměr nostrilek 3 mm. [20]



Obrázek 16 RAM kanyla

V laboratorním prostředí byla během experimentálního měření zaznamenána teplota 25,2 °C, relativní vlhkost 34,2 % a atmosférický tlak 975,3 hPa.

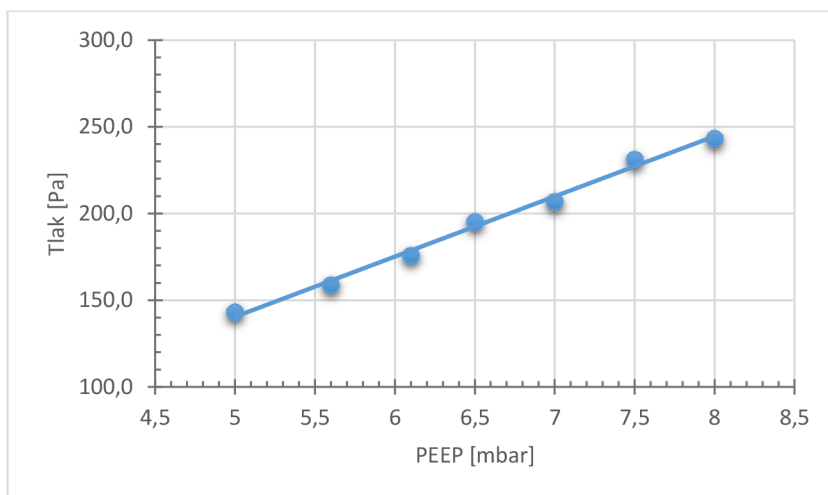
Tabulka 4 Hodnoty zapojení RAM kanyly

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	s_{ins} [± l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	s_{exp} [± l/min]	p [Pa]	s_p [± Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	5	7,798	0,004	3,694	0,005	143,2	1,6	4,104
	5,6	7,788	0,008	3,462	0,004	158,8	1,5	4,326
	6,1	7,778	0,008	3,222	0,004	175,8	1,1	4,556
	6,5	7,782	0,011	2,990	0,012	195,2	1,3	4,792
	7	7,780	0,007	2,838	0,004	206,8	2,0	4,942
	7,5	7,778	0,008	2,562	0,008	231,2	1,3	5,216
	8	7,774	0,005	2,400	0,007	243,2	2,0	5,374

Zvyšující se hodnotou PEEP se při tomto zapojení snižoval expirační průtok ventilačního systému a tlak v místě nejbližší výtoku z aplikátoru RAM kanyly se zvyšoval. Inspirační průtok zůstával přibližně na stejné hodnotě v závislosti na změně hodnoty PEEP. Expirační průtok se změnil přibližně o 1,3 L/min a tlakový přírůstek 100 Pa. Průtok aplikován dítěti se v závislosti na zvyšovaném PEEP také zvyšoval a jeho přírůstek byl přibližně 1,2 L/min.

Velikost nejistoty měření typu A je u inspiračního průtoku v rozmezí 0,02 až 0,07 %, u expiračního průtoku 0,05 až 0,18 % a u tlaku 0,25 až 0,52 %

Graf 3 zobrazuje data závislosti tlaku na hodnotě PEEP pro zapojení aplikátoru RAM kanyly, která jsou proložena lineární spojnicí trendu.



Graf 3 Závislost tlaku na PEEP RAM kanyly

Měření, které následovalo, se provádělo za konstantního PEEP na hodnotě 6 mbar ve ventilačním systému. Průtok se nastavoval pouze v rozmezí od 8 do 8,9 L/min. Při dalším zvýšení průtoku ventilátor opět hlásil, že se jedná o tzv. zalomenou hadici. Při vyhodnocení tohoto měření se ukázalo, že se tlakový přírůstek ani hodnota průtoku vzduchu, který proudil do nosu dítěte, prakticky nezměnil. Tento aplikátor dlouhého rozměru a úzkého průřezu projevuje s rostoucím průtokem vzduchu vyšší rezistenci. Z tohoto důvodu se expirační průtok ventilačního systému zvyšoval s přírůstkem přibližně 0,8 L/min.

Faryngeální nostrilky

Dlouhé nostrilky jsou vyrobeny s lehkého silikonu, který neobsahuje latex. Hadička má u tohoto modelu délku 4 cm a vnější průměr 2,5 mm. [15]



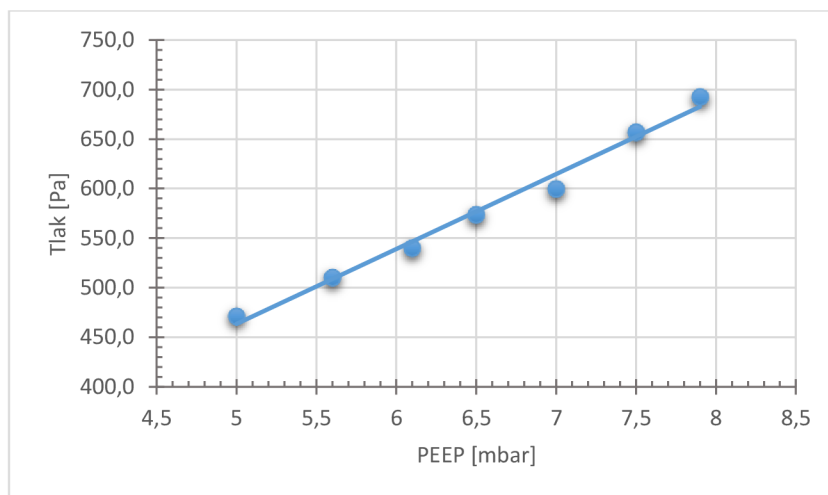
Obrázek 17 Faryngeální nostrilky

V laboratorním prostředí byla během experimentálního měření zaznamenána teplota 23,4 °C, relativní vlhkost 29,5 % a atmosférický tlak 976,7 hPa.

Tabulka 5 Hodnoty zapojení Faryngeální nostrilky

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	S_{ins} [± l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	S_{exp} [± l/min]	p [Pa]	S_p [± Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	5	7,760	0,000	4,824	0,015	471,2	7,7	2,936
	5,6	7,750	0,000	4,650	0,007	510,4	3,5	3,100
	6,1	7,770	0,000	4,564	0,005	540,2	2,5	3,206
	6,5	7,760	0,000	4,432	0,004	573,6	3,4	3,328
	7	7,756	0,005	4,338	0,004	599,8	3,9	3,418
	7,5	7,748	0,004	4,126	0,011	657,0	12,2	3,622
	7,9	7,748	0,004	4,018	0,008	692,6	8,4	3,730

Zvyšující se hodnotou PEEP se při tomto zapojení snižoval expirační průtok ventilačního systému a tlak v místě nejbližší výtoku z aplikátoru Faryngeální nostrilky se zvyšoval. Inspirační průtok zůstal přibližně na stejné hodnotě v závislosti na změně hodnoty PEEP. Expirační průtok se změnil přibližně o 0,8 L/min a tlakový přírůstek 221 Pa. Průtok aplikován dítěti se v závislosti na zvyšovaném PEEP také zvyšoval a jeho přírůstek byl přibližně 0,8 L/min.



Graf 4 Závislost tlaku na PEEP Faryngeální nostrilky

Pro zapojení aplikátoru Faryngeální nostrilky jsou data, vyjadřující závislost tlaku na hodnotě PEEP, zobrazena v grafu 4.

Velikost nejistoty měření typu A se pohybuje u inspiračního průtoku pod hranicí 0,04 %, u expiračního průtoku v rozmezí 0,05 až 0,14 % a u tlaku 0,20 až 0,84 %

U tohoto zařízení se stejně jako u aplikátoru Vygon neprovádělo měření za konstantního PEEP a zvyšujícího se průtoku ve ventilačním systému. Pokud se totiž nastavený průtok ventilačního systému zvýšil nad hodnotu 8 L/min zařízení opět hlásilo, že se jedná o tzv. zalomenou hadici.

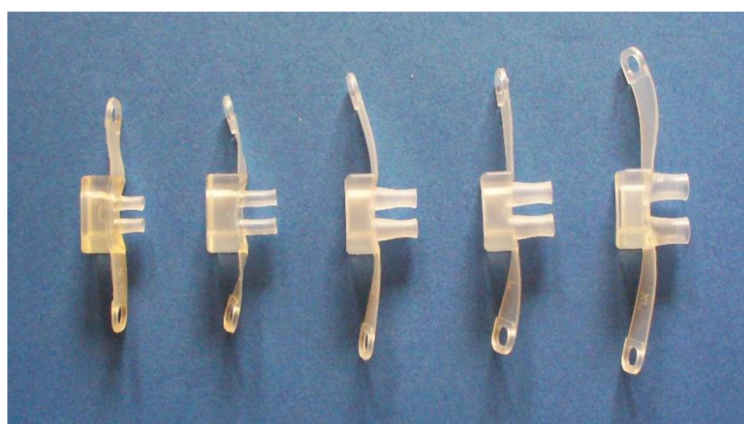
BabyFlow

Zařízení BabyFlow je spojovací prvek, sloužící k propojení aplikátoru a ventilačního okruhu. Na BabyFlow se napojují aplikátory ve formě nostrilek různých velikostí. Nostrilky jsou nasazeny na koncový výstupek modré části.

Tlakový odběr u zapojení nostrilek přes BabyFlow probíhalo na integrované trubičce vystupující z modré části.

Nostrilky

Pro veškeré měřené aplikátory připojené na BabyFlow se uvádí tabulka, ve které jsou zaznamenány hodnoty, které byly měřeny vždy za konstantního průtoku ve ventilačním systému. Měření se provádělo na nostrilce velikosti XS, S, M, L a XL.



Obrázek 18 Nostrilky – velikosti zleva XS-S-M-L-XL

V laboratorním prostředí byla během experimentálního měření nostrilek všech velikostí zaznamenána teplota 23,8 °C, relativní vlhkost 28 % a atmosférický tlak 976,3 hPa.

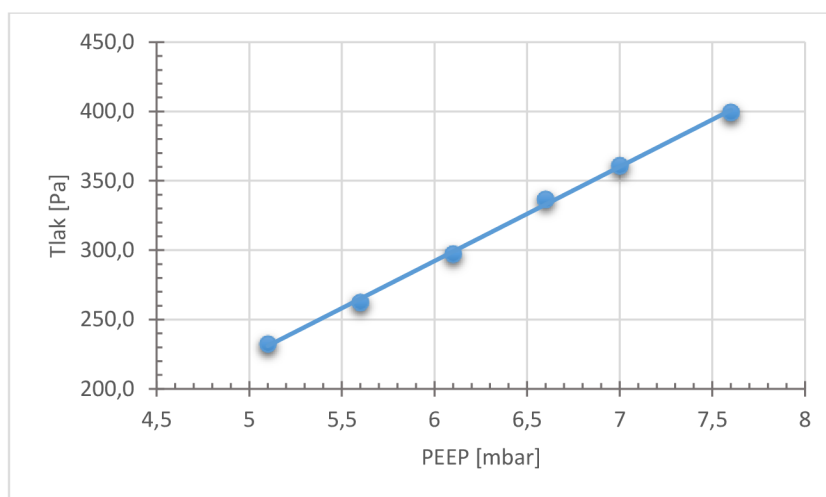
XS

První měření probíhalo u zapojení s nostrilkou velikosti XS. V průběhu měření se velikost hodnoty nastavovaného tlaku PEEP zvyšoval od 5 do 8 mbar přibližně o hodnotu 0,5 mbar.

Tabulka 6 Hodnoty zapojení nostrilky velikosti XS

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	MEAN [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	s_{ins} [± l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	s_{exp} [± l/min]	p [Pa]	s_p [± Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	5,1	5,1	7,930	0,000	1,868	0,004	232,4	1,9	6,062
	5,6	5,6	7,990	0,000	1,552	0,008	262,4	1,9	6,438
	6,1	6,1	7,980	0,000	1,118	0,004	297,4	1,1	6,862
	6,6	6,6	7,970	0,007	0,684	0,005	336,8	1,8	7,286
	7	7	7,966	0,005	0,222	0,004	361,0	43,8	7,744
	7,6	7,3	7,960	0,000	0,023	0,000	399,4	0,5	7,937
	8	7,3							

Údaje v tabulce platí pro konstantní průtok 8 L/min ve ventilačním systému. Je z ní poznat postupné zvyšování tlaku a snižování expiračního průtoku vzduchu se zvyšujícím se PEEP. Inspirační průtok zůstal přibližně na stejné hodnotě, expirační průtok se změnil přibližně o 1,6 L/min a tlakový přírůstek 130 Pa. Průtok aplikován dítěti se v závislosti na zvyšovaném PEEP také zvyšoval a jeho přírůstek byl přibližně 1,7 L/min. Poznatek vyplývá z toho, že pokud se PEEP nastavil na hodnotu 7,6 nebo 8, měřená hodnota MEAN vždy ukazovala pouze hodnotu 7,3. Ventilátor limitoval toto zapojení na hodnotu tlaku 7,3 mbar a při zvyšování PEEP už veškeré hodnoty zůstaly konstantní. Graf 5 poukazuje na téměř lineární závislost tlaku na hodnotě PEEP.



Graf 5 Závislost tlaku na PEEP nostrilky (XS)

S

Pro měření zapojení s nostrilkou o velikosti S byl nastaven průtok ve ventilačním systému na hodnotu 8 L/min a PEEP na 5 mbar.

Tabulka 7 Hodnoty zapojení nostrilky velikosti S

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	MEAN [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	p [Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	5	5	7,900	0,025	186,4	7,875

Tabulka prezentuje pouze jednu hodnotu, jelikož se při zvyšování hodnoty PEEP průtoky téměř neměnily a tlak se měnil v rámci desetin Pa. Při zvyšování PEEP se měřená hodnota MEAN ustálila na hodnotě 5 mbar, což dokazuje, že se při daném nastavení ventilačního systému projevuje limitující opatření regulace ventilátoru. Z tabulky je patrné, že se téměř veškerý proudící inspirační průtok dostává přímo k dítěti, jelikož expirační průtok je téměř zanedbatelný vůči inspiračnímu.

Dále se provádělo měření za konstantního PEEP na hodnotě 6 mbar ve ventilačním systému. Průtok se nastavoval pouze v rozmezí od 8 do 9,5 L/min. Jak bylo zmíněno, ventilátor limitoval tlak na hodnotě 5 mbar, postupným zvyšováním průtoku bylo prokázáno, že MEAN se opět zregulovat až při hodnotě průtoku 9 L/min. Při tomto průtoku ukazoval

MEAN stejnou hodnotu jako nastavený PEEP. Při těchto nastavení došlo u tlaku o přírůstek 165 Pa a hodnota průtoku vzduchu, který proudil do nosu dítěte, se zvýšil o 1,4 L/min. Expirační průtok ventilačního systému se během měření prakticky neměnil.

M

U této velikosti M bylo primární nastavení ventilačního systému totožné jako u nostrilky velikosti S.

Tabulka 8 Hodnoty zapojení nostrilky velikosti M

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	MEAN [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	p [Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
8	5	4,2	7,840	0,022	105,8	7,818

Pro tuto nostrilku je znázorněna jedna hodnota, jelikož se při základním nastavení PEEP průtoky téměř neměnily a tlak se měnil v rámci desetin Pa. Při zvyšování PEEP se měřená hodnota MEAN ustálila na hodnotě 4,2 mbar. Z toho lze vypočítat, že optimálním nastavením by byl vyšší průtok, abychom docílili efektivnějšího měření. Nicméně z tabulky je patrné, že se téměř veškerý proudící inspirační průtok dostává přímo k dítěti, jelikož expirační průtok je téměř zanedbatelný vůči inspiračnímu.

Když se provádělo měření za konstantního PEEP na hodnotě 6 mbar ve ventilačním systému. Průtok se nastavoval pouze v rozmezí od 8 do 9,5 L/min. Postupným zvyšováním průtoku bylo dosahováno vyšší hodnoty MEAN, ale ani při průtoku 9,5 L/min se nedostala na nastavovanou hodnotu 6 mbar. Konečná naměřená hodnota byla 5,5 mbar při průtoku 9,5 L/min. Přesto v tomto průběhu zvyšování průtoku došlo k tlakovému přírůstku 40 Pa. Hodnota průtoku vzduchu, který proudil do nosu dítěte, se zvýšil o 1,3 L/min. Expirační průtok ventilačního systému během měření byl konstantní.

L

Základní nastavení pro měření této nostrilky se liší od předešlých velikostí. Vychází se z toho, že u nostrilky M, už nastavený průtok nebyl efektivní. Průtok ve ventilačním systému byl navýšen na hodnotu 10 L/min a PEEP zůstal na stejné hodnotě 6 mbar.

Tabulka 9 Hodnoty zapojení nostrilky velikosti L

\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	p [Pa]	\dot{V}_{apl} [l/min]
10	6	9,596	0,025	86,0	9,571

Měření vykazovalo jednu hodnotu, jelikož se při základním nastavení PEEP průtoky téměř neměnily a tlak se měnil v rámci desetin Pa. Při zvyšování PEEP na hodnotu 6,5 mbar se projevilo alarmující hlášení ventilátoru, že se jedná o tzv. únik z hadicového systému. Tuto hlášku způsobuje nedostatečně vysoký průtok ve ventilačním systému, proto měření

tohoto typu nostrilky bylo u konce. Z tabulky je patrné, že se téměř veškerý proudící inspirační průtok dostává přímo k dítěti, jelikož expirační průtok je téměř zanedbatelný vůči inspiračnímu.

XL

Pro měření zapojení s nostrilkou o velikosti XL bylo primární nastavení totožné s nastavením u velikosti L.

Tabulka 10 Hodnoty zapojení nostrilky velikosti XL

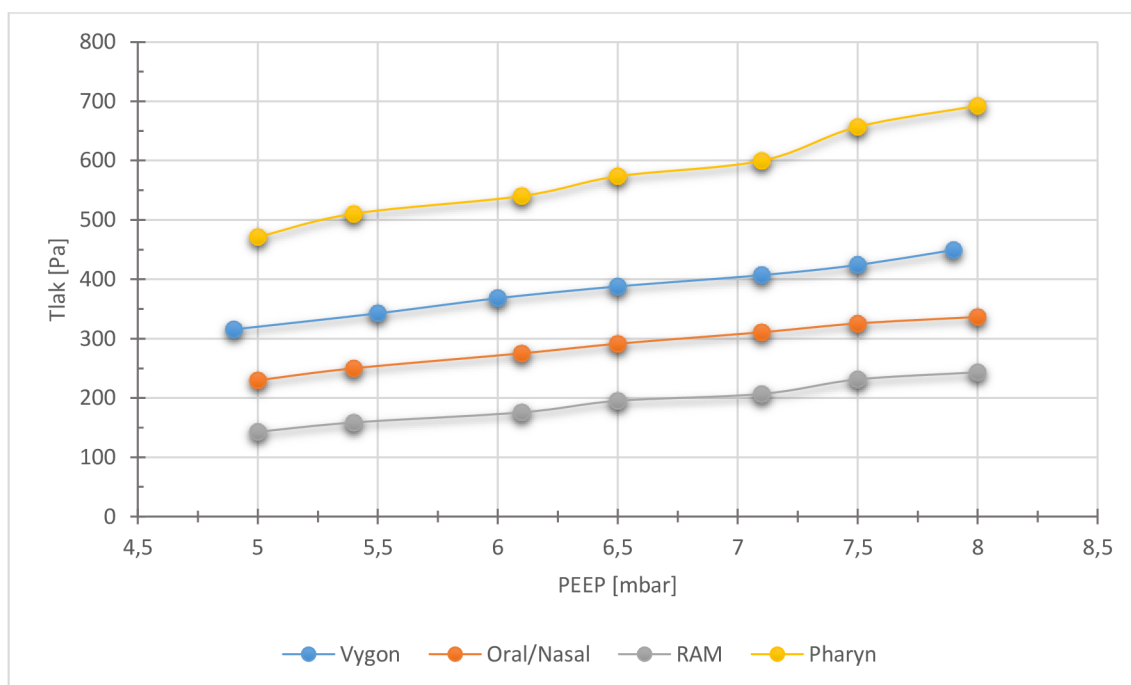
\dot{V} [l/min]	PEEP [mbar]	\dot{V}_{ins} [l/min]	\dot{V}_{exp} [l/min]	P [Pa]	\dot{V}_{apt} [l/min]
10	6	9,592	0,026	65,0	9,566

Tabulka uvádí jednu hodnotu z měření největší nostrilky, jelikož se při základním nastavení PEEP průtoky téměř neměnily a tlak se měnil v rámci desetin Pa. Při zvýšení PEEP na hodnotu 7,5 mbar se také projevilo alarmující hlášení ventilátoru, že se jedná o tzv. únik z hadicového systému. Proto se opět měření ukončilo v tomto bodě. Z tabulky je patrné, že se téměř veškerý proudící inspirační průtok dostává přímo k dítěti, jelikož expirační průtok je téměř zanedbatelný vůči inspiračnímu a tlak je 65 Pa.

3 DISKUZE

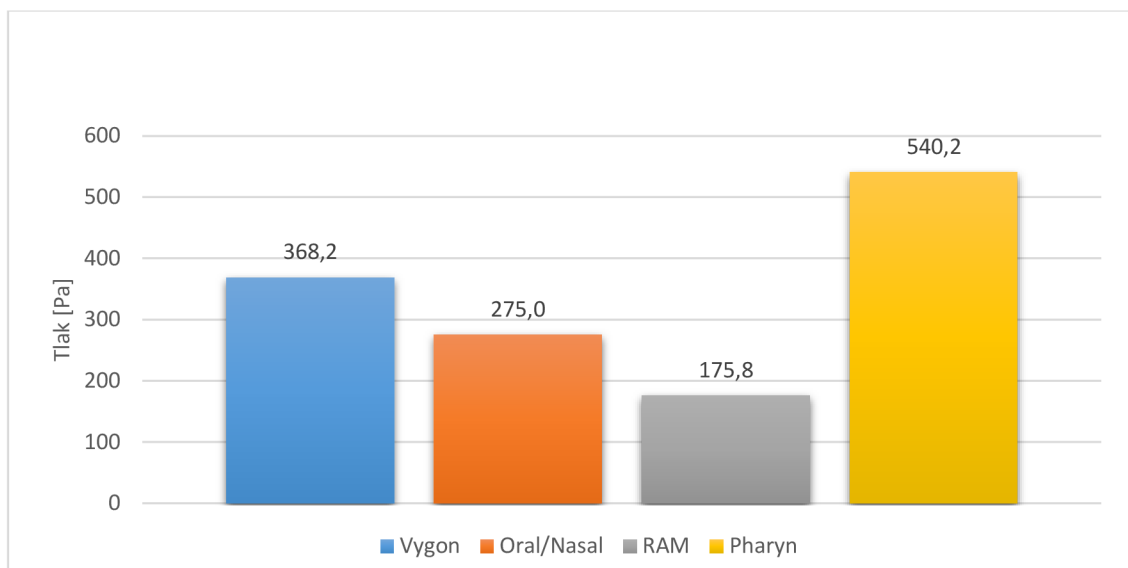
Výsledky měření byly vzájemně porovnány u aplikátorů používaných pro napojení přes Y-spojku a u všech velikostí nostrilek napojené přes BabyFlow do ventilačního systému.

Graf 6 zobrazuje změnu tlaku zvyšováním nastavené hodnoty PEEP u aplikátorů napojených přes Y-spojku. Při počátečním nastavení 5 mbar byly zaznamenány tlaky u aplikátorů vzestupně – RAM kanyla, Oral/Nasální kanyla, Vygon nasální trubice a Faryngeální nostrilka. Zvyšování tlaku v závislosti na hodnotě PEEP lze pozorovat u všech aplikátorů. Rapidní zvyšování tlaku bylo patrné u aplikátoru Faryngeální nostrilky, kde tlakový přírůstek dosahuje hodnoty přibližně 220 Pa. U ostatních aplikátorů dosahuje tlakový přírůstek hodnot 100 – 130 Pa. Důvodem je to, že Faryngeální nostrilka má větší tlakovou ztrátu, která je způsobena malým průměrem výstupních trubic a místní tlakovou ztrátou v přechodu průřezu aplikátoru, než mají ostatní aplikátory.



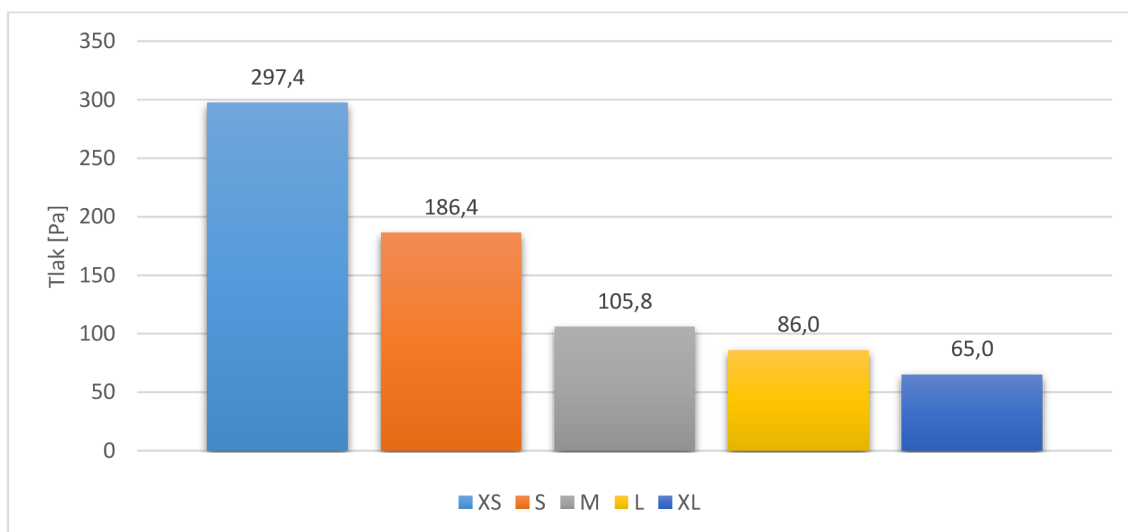
Graf 6 Závislost tlaku na PEEP aplikátorů zapojených přes Y-spojku při konstantním průtoku ve ventilačním systému 8 L/min

Pro porovnání změřených tlaků při jednotném nejčastěji využívaném nastavení byl vytvořen graf 7. PEEP je roven hodnotě 6 mbar a průtok ve ventilačním systému 8 L/min. Změřené hodnoty porovnávají jednotlivé aplikátory napojené přes Y-spojku. Data jsou rozlišena barvou a zároveň znázorňují, že nejnižší hodnota tlaku byla naměřena u RAM kanyly a nejvyšší hodnota u Faryngeální nostrilky.



Graf 7 Porovnání tlaku aplikátorů zapojených přes Y-spojku při konstantním průtoku ve ventilačním systému 8 L/min a nastaveným PEEP na hodnotu 6 mbar

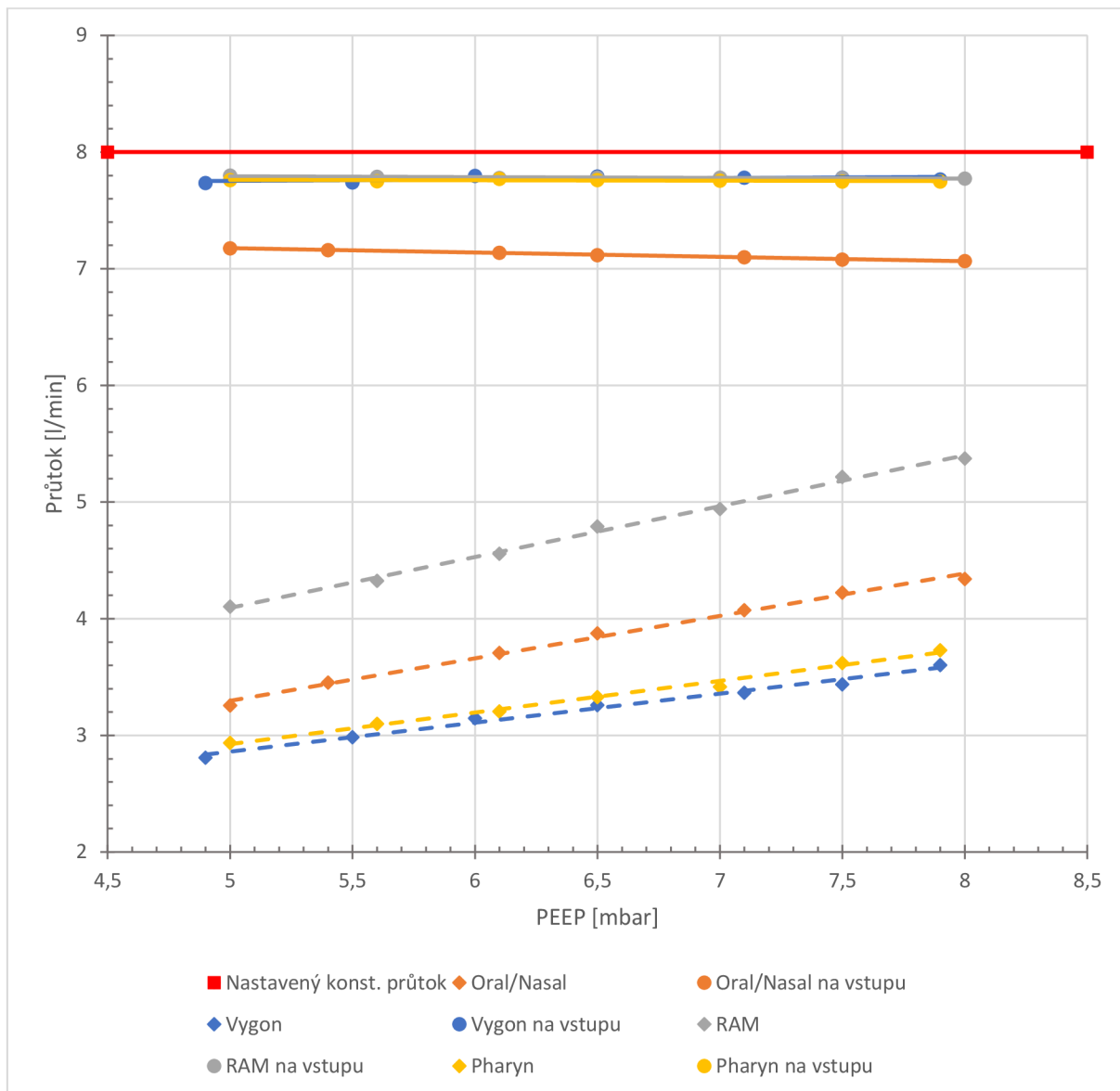
Pro nejběžněji aplikované nastavení průtoku ve ventilačním systému a PEEP jsou data nostrilek zobrazena v grafu 8. Změřené hodnoty porovnávají tlaky jednotlivých velikostí nostrilek. Data jsou rozlišena barvou a je vidět, že čím větší je průměr nostrilky, tím nižší tlak byl naměřen na odběrovém místě, což se předpokládalo.



Graf 8 Porovnání tlaku nostrilek zapojených přes BabyFlow při konstantním průtoku ve ventilačním systému 8 L/min (pro vel. XS, S, M), 10 L/min (pro vel. L, XL) a nastaveným PEEP na hodnotu 6 mbar

Z naměřených hodnot průtoků byl pro lepší přehled vypočten výtokový průtok z aplikátoru ozn. \dot{V}_{apl} , který proudí přímo do nosu dítěte. Pro tento účel byl vytvořen komplexní graf 9, zobrazující závislost \dot{V}_{apl} a průtoku na vstupu do aplikátoru z laboratorního měření na vzrůstajícím PEEP při konstantním průtoku 8 L/min ve ventilačním systému nastaveným na přístroji Babylog 8000 plus v nemocnici. RAM kanyla vykazuje u aplikovaného průtoku dítěti

nejvyšší hodnotu, která odpovídá nejvíce efektivnímu způsobu dodání požadované ventilace. Tento průtok dosahuje při nastavení PEEP na hodnotu 6 mbar hodnoty přibližně 4,5 L/min. Hodnota výtokového vzduchu je seřazena vzestupně pro jednotlivé aplikátory – Vygon nasální trubice, Faryngeální nostrilka, Oral/Nasální trubice a RAM kanyla.



Graf 9 Průtok na vstupu do aplikátorů z laboratorního měření a výtokový průtok z aplikátorů v závislosti na PEEP při konstantním průtoku ve ventilačním systému 8 L/min

Skutečný výtokový průtok vzduchu $V(\text{apl})$ do dítěte přes zapojení s nostrilkami není uveden v grafu. Hodnota průtoku na vstupu do nostrilky z laboratorního měření na nastaveném průtoku ventilačního systému byla téměř vždy shodná (95 – 99 %). $V(\text{apl})$ a průtok na vstupu do aplikátoru se příliš neměnily, dosahovaly shodných hodnot na 99 %, až na výjimku při zapojení nostrilky velikosti XS, kdy se aplikovaný průtok snížil na 86 %. Zaznamenané hodnoty byly popsány už v předešlé kapitole 2.2.

Vyhodnocení

Pro klinické využití v praxi jsou vhodné všechny typy aplikátoru, jelikož splňují funkci dodávky vzduchu k dítěti. Nicméně pokud bychom srovnali zapojení s nastaveným průtokem ventilačního systému, můžeme konstatovat, že aplikátory zapojené přes BabyFlow (nostrilky všech velikostí) dodávaly přibližně 90 – 99 % požadovaného průtoku. U aplikátorů zapojených přes Y-spojku se hodnota proudícího průtoku k dítěti vždy snížila přibližně o 50 – 60 %.

Zapojení s nostrilkami bych proto uvedl vůči požadovanému průtoku v systému jako nejefektivnější volbu při dodávce průtoku vzduchu. Dále jsou k požadovanému průtoku v systému seřazeny jednotlivé aplikátory vzestupně podle vhodnosti použití – Vygon nasální trubice, Faryngeální nostrilka, Oral/Nasální trubice a RAM kanyla. Kromě požadovaného průtoku jsou však dalšími faktory ovlivňující výběr aplikátoru pro klinické použití individuální dispozice a typ onemocnění každého novorozence.

Vliv hodnot tlaku na funkci aplikátorů nelze z rozsahu experimentu této práce určit. Musel by se provést další výzkum, který by se mohl zabývat, jakým způsobem je aplikátor usazen v nose, jaké množství vzduchu uniká kolem aplikátoru mimo nos a samozřejmě důležitým faktorem je chování změn tlaku přímo v dýchacích cestách dítěte.

ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo vypracovat přehled aplikátorů pro režim umělé plicní ventilace CPAP v současnosti používaných.

Jednalo se o komplexní téma kombinující medicínu a mechaniku tekutin. Obor medicíny bylo třeba ze začátku velmi důkladně nastudovat, jelikož pro strojaře to nebyla až tak známá oblast. Režim CPAP je specifický režim umělé plicní ventilace, pro kterou nebylo příliš zdrojů v českém jazyce.

První rešeršní část byla věnována popisu základního principu a funkce umělé plicní ventilace, důležitých onemocnění parenchymu plic, respirační péče u novorozenců a metod zapojení.

Navazující část se zabývala samotným výzkumem. První část výzkumu se zabývala výpočtem délkových a místních tlakových ztrát určitého úseku ventilačního systému. Výsledná tlaková ztráta zapojení BabyFlow a nostrilky velikosti XS byla vypočtena od počátku jedné trubice BabyFlow až po výstup z nostrilky, která měla hodnotu přibližně 57,2 Pa. V druhé části byla prezentována data z jednotlivých měření všech dostupných aplikátorů, u kterých byly měřeny tlaky a průtoky v zapojení. Tato část byla časově rozsáhlá, protože bylo třeba provést velké množství měření pro jednotlivá zapojení.

Nakonec bylo provedeno vzájemné porovnání aplikátorů. Na základě tohoto porovnání bylo sestaveno zhodnocení aplikátoru, který bude mít nejefektivnější funkci v klinické praxi. V závislosti na výtokovém průtoku bylo vyhodnoceno, že nostrilky napojené na BabyFlow jsou nejefektivnější metodou zapojení pro klinické využití. Další metody, napojené do ventilačního systému přes Y-spojku, jsou méně efektivní. Nejnižší výtokový průtok mělo zapojení s aplikátorem Vygon nasální trubice. Přínos práce spočívá v tom, že až dosud se lékaři mohli řídit pouze údaji na přístroji (PEEP a průtok), ovšem nevěděli, kolik vzduchu je pro dané nastavení a konkrétní aplikátor dodáváno přímo dítěti.

Pro ještě přesnější stanovení efektivity zapojení aplikátorů při režimu CPAP lze do budoucna očekávat pokrok ve výzkumu, ve kterém by bylo třeba hlouběji zkoumat tlakové poměry v dýchacím systému od nosu dítěte až k plicím. Neméně důležitou součástí výzkumu by byla těsnost spojení aplikátoru a samotný způsob aplikace dítěti. V této práci byly samostatně zkoumány pouze aplikátory, v praxi však velmi závisí na samotném způsobu aplikace konkrétnímu dítěti.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] CENTER FOR DEVELOPMENTAL THERAPEUTICS USA. *Nasal continuous positive airway pressure (CPAP) for the respiratory care of the newborn infant*. Seattle Children's Research Institute. [online]. 2009 [cit. 2015-02-22]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19712498>
- [2] CHIESI FARMACEUTICI, S.p.A. *CUROSURF* [online]. Chiesi USA, Inc., 2014. [cit. 2015-04-11]. Dostupné z: <http://curosurf.com/>
- [3] CPAP and Ventilator Accessories for pNeuton Ventilators and MACS CPAP System: Airon. *Airon Corporation* [online]. ©2013 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://aironusa.com/accessories/>
- [4] CZERVINSKE, M. P., BARNHART, S. L. *Perinatal and Pediatric Respiratory Care*. 2nd edition. Saunders (USA), 2003. 778 s. ISBN 0-7216-8231-6.
- [5] DRÁBKOVÁ, Sylva. *Mechanika tekutin* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007 [cit. 2015-05-02]. ISBN 978-80-248-1508-4. Dostupné z: <http://www.338.vsb.cz/PDF/Drabkova-Mechanikatekutin.pdf>
- [6] DRÄGER MEDICAL. *Babylog 8000 plus: Ventilátor pro intenzivní péči pro neonatální pacienty*. Návod k použití. 2nd edition. Německo, 2006.
- [7] DRÄGER MEDICAL s.r.o. BabyFlow[®] – Nasal CPAP. In: *Advisor* [online]. Drägerwerk, 2010 [cit. 2015-03-21]. Dostupné z: http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Products/lisa_neonatal_care/CS/lisa_babyflow_cpap_pi_9066666_en.pdf
- [8] DRÄGER MEDICAL s.r.o. The secret of harmonious breathing: Babylog[®] 8000 plus. In: *Advisor* [online]. Drägerwerk, 2011 [cit. 2015-03-21]. Dostupné z: http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Products/rsp_Babylog_8000_plus/CS/rsp_babylog8000plus_br_9048592_en.pdf
- [9] IDELCHIK, I. E. *Handbook of Hydraulic Resistance*. 3rd edition. CRC Press, 1994. 790 s. ISBN 0-8493-9908-4.
- [10] JEŽEK, J., J. ADAMEC a B. VÁRADIOVÁ. *Mechanika tekutin*. 3. přeprac. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1998, 150 s. ISBN 80-01-01615-3
- [11] JUREN, Tomáš (Porodnice, Neonatologická JIP, Obilní trh 11, Brno) ústní sdělení. 1. dubna 2015
- [12] KACMAREK, R. M., STOLLER, J. K., HEUER, A. H. *Egan's Fundamentals of Respiratory Care*. 10th edition. St. Louis: Elsevier, 2013. 1444 s. ISBN 0-323-08203-7.
- [13] KOFF, P. B., EITZMAN, D., NEU, J. *Neonatal and Pediatric Respiratory Care*. 2nd edition. St. Louis: Mosby, 1993. 525 s. ISBN 0-8016-6518-3.
- [14] LAVIZZARI, A. *Respiratory mechanics during NCPAP and HHHFNC at equal distending pressures*. [online]. 2014 [cit. 2015-02-22]. Dostupné z: <http://www.pubfacts.com/detail/24786469/Respiratory-mechanics-during-NCPAP-and-HHHFNC-at-equal-distending-pressures>

- [15] Making Products that Make a Difference: Binasal Airway. In: *Uploads* [online]. Neotech Products, Inc, 2011 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.neotechproducts.com/site/wp-content/uploads/2011/04/2484-English-Catalog0513-v41.pdf>
- [16] MAXDORF S.R.O. *Velký lékařský slovník* [online]. 2008- . [cit. 2015-02-08]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/>
- [17] MILÉSI, CH. et al. *High-flow nasal cannula: recommendations for daily practice in pediatrics*. *Annals of Intensive Care* 2014, 4:29. Dostupné z: <http://www.annalsofintensivecare.com/content/pdf/s13613-014-0029-5.pdf>
- [18] Nasal neonatal ventilation catheter in silicone. *Vygon: Value Life* [online]. ©2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: https://www.vygon.com/catalog/double-tube_575_00259615
- [19] NĚMEČEK, Pavel. *Nejistoty měření*. 1. vydání. Praha: Česká společnost pro jakost, o.s., 2008, 98 s. ISBN 978-80-02-02089-9.
- [20] Neotech RAM Cannula: Nasal Oxygen Cannula. In: *Neotech RAM Cannula®* [online]. Neotech Products, Inc, 2012 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: http://www.neotechproducts.com/v2/wp-content/uploads/2012/04/M555_RevA_RAM_Sell_Sheet.pdf
- [21] OROZCO-GUTIERREZ, A., ESTRADA-VELAZQUEZ, R., GIL-ROSALES, C. *Analysis of distal airway pressure changes in a simulation model of continuous positive airway pressure (CPAP)*. [online]. *The Internet Journal of Pediatrics and Neonatology*, 2010, 13(1) [cit. 2015-02-22]. Dostupné z: <https://ispub.com/IJPN/13/1/9469>
- [22] Plain endotracheal tube (soft green tube). *Vygon: Value Life* [online]. ©2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: https://www.vygon.com/catalog/endotracheal-tube-soft-green-tube_558_00052020
- [23] ROBERTS, C. T., DAWSON, J. A., ALQUOKA, E., CAREW, P. J., DONATH, S. M., DAVIS, P. G., MANLEY, B. J. *Are high flow nasal cannulae noisier than bubble CPAP for preterm infants?*. [online]. 2014 [cit. 2015-02-22]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24625433>
- [24] STACHOW, Rainer. *High-frequency ventilation: basics and practical application* [online]. Lübeck: Drägerwerk, 1995 [cit. 2015-05-01]. ISBN 39-267-6209-8. Dostupné z: http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Products/rsp_Babylog_8000_plus/CS/rsp_high_frequency_booklet_9097500_en.pdf
- [25] VLADÍKOVÁ, Michaela. *Sestra a umělá plicní ventilace* [online]. 2013 [cit. 2015-04-28]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/381463/lf_b/Vladikova_Michaela_-_bakalarska_prace.pdf
- [26] YAGUI, A. C., VALE, L. A., HADDAD, L. B., PRADO, C., ROSSI, F. S., DEUTSCH, A. D., et al. *Bubble CPAP versus CPAP with variable flow in newborns with respiratory distress: a randomized controlled trial*. [online]. *J. Pediatr. (Rio J)*, 2011, 87(6) [cit. 2015-02-22]. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0021-75572011000600007&script=sci_arttext&tlng=en

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

ξ_{CEL}	celkový koeficient MTZ pro nostrilku	[-]
ξ_L	celková délková tlaková ztráta	[Pa]
ξ_{NZ}	tlaková ztráta zúžením	[Pa]
ξ_{TOT}	výsledná tlaková ztráta zapojení	[Pa]
ξ_{XS}	tlaková ztráta nostrilky velikosti XS	[Pa]
ξ_c	koeficient přímé větve	[-]
ξ_l	tlaková ztráta	[Pa]
ξ_z	ztrátový součinitel náhlého zúžení průřezu	[-]
D, d	průměr	[m]
L	délka trubky	[m]
$MEAN$	měřené hodnoty tlaku	[mbar]
Q, \dot{V}	průtok	[l/min]
Re	Reynoldsovo číslo	[-]
S, F	průřez	[m ²]
T	Teplota	[°C]
b	šířka výstupu modré části BabyFlow	[m]
l	délka rovné části výstupu modré části BabyFlow	[m]
o	obvod	[m]
p	tlak	[Pa]
v, w	rychlost	[m/s]
λ	součinitel tření	[-]
ν	kinematická viskozita	[m ² /s]
ξ	ztrátový součinitel	[-]
ρ	hustota	[kg/m ³]

Indexy:

1, 2	část trubice zařízení BabyFlow 1, 2
vz	vzduch
krit	kritická hodnota
mc	modrá část
t1, t2	trubice 1, trubice 2
ins	inspirační
exp	expirační

Zkratky:

BPD	Bronchopulmonální dysplazie (Bronchopulmonary Dysplasia)
CPAP	Kontinuální pozitivní přetlak v dýchacích cestách (Continuous Positive Airway Pressure)

FiO ₂	Inspirační koncentrace kyslíku (Fraction of Inspired Oxygen)
FRC	Funkční reziduální kapacita (Functional Residual Capacity)
HFNC	Vysoko-průtoková nasální kanyla (High-Flow Nasal Cannula)
HFV	Vysokofrekvenční ventilace (High Frequency Ventilation)
MAS	Syndrom aspirace mekonia (Meconium Aspiration Syndrome)
MTZ	Místní tlakové ztráty
NIV	Neinvazivní ventilace (Noninvasive Ventilation)
PaCO ₂	Tlak oxidu uhličitého (Pressure of Carbon Dioxide)
PEEP	Pozitivní endexpirační přetlak (Positive End-Expiratory Pressure)
PVR	Pulmonální vaskulární rezistence (Pulmonary Vascular Resistance)
RDS	Syndrom respirační tísně (Respiratory Distress Syndrome)
SpO ₂	Úroveň saturace kyslíku (Saturation of Peripheral Oxygen)
TTN	Tranzitorní tachypnoe novorozence (Transient Tachypnea of the Newborn)
WOB	Dechová práce (Work Of Breathing)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Přípravek Curosurf [2]	12
Obrázek 2 Komora na hlavu pro aplikaci CPAP [13]	21
Obrázek 3 Endotracheální trubice [22].....	23
Obrázek 4 Nasální nostrilky [3].....	23
Obrázek 5 Nasální masky [3]	24
Obrázek 6 Aplikace BabyFlow s nostrilkou [7]	25
Obrázek 7 Zařízení BabyFlow.....	26
Obrázek 8 Řez trubicí zařízení BabyFlow.....	27
Obrázek 9 Detail modré části BabyFlow a její rozměry výusti.....	29
Obrázek 10 Nostrilka velikosti XS a její rozměry trubic	29
Obrázek 11 Zjednodušený pneumatický okruh zařízení Babylog 8000 plus [6]	32
Obrázek 12 Měřicí prvky zapojené ve ventilačním okruhu v laboratoři	34
Obrázek 13 Y-spojka	35
Obrázek 14 Vygon nasální trubice	35
Obrázek 15 Oral/nasální kanyla	37
Obrázek 16 RAM kanyla	38
Obrázek 17 Faryngeální nostrilky	39
Obrázek 18 Nostrilky – velikosti zleva XS-S-M-L-XL	41

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Hodnoty měření aplikátoru Vygon z nemocnice	33
Tabulka 2 Hodnoty zapojení Vygon trubice	36
Tabulka 3 Hodnoty zapojení oral/nasální kanyly	37
Tabulka 4 Hodnoty zapojení RAM kanyly	38
Tabulka 5 Hodnoty zapojení Faryngeální noztrilky.....	40
Tabulka 6 Hodnoty zapojení noztrilky velikosti XS.....	41
Tabulka 7 Hodnoty zapojení noztrilky velikosti S.....	42
Tabulka 8 Hodnoty zapojení noztrilky velikosti M	43
Tabulka 9 Hodnoty zapojení noztrilky velikosti L.....	43
Tabulka 10 Hodnoty zapojení noztrilky velikosti XL.....	44

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Ventilátor Babylog 8000 plus za provozu

Příloha 2 Zapojení měřících přístrojů do ventilačního systému v nemocnici

PŘÍLOHY

Příloha 1 Ventilátor Babylog 8000 plus za provozu



Příloha 2 Zapojení měřicích přístrojů do ventilačního systému v nemocnici

