



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Ventilátor CPAP realizovaný z pneumatických komponent

CPAP ventilator realized from pneumatic components

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Abdalla Massad

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Kladno 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Massad** Jméno: **Abdalla** Osobní číslo: **453386**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Ventilátor CPAP realizovaný z pneumatických komponent

Název bakalářské práce anglicky:

CPAP ventilator realized from pneumatic components

Pokyny pro vypracování:

Vytvořte simulátor plicního ventilátoru v režimu CPAP. Simulátor realizujte z dílčích elektro-pneumatických komponent, které budou řízeny z programového prostředí LabView. Realizujte a dokumentujte pilotní test navrženého simulátoru.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Rozman J. a kol., Elektronické přístroje v lékařství, ed. ed. 1, Academia, 2006, 406 s., ISBN 80-200-1308-3.
- [2] Pacht J., Roubík K., Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí, ed. 1, Karolinum, Praha, 2003, ISBN 80-246-0479-5

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

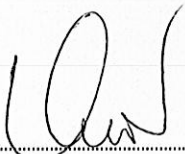
doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

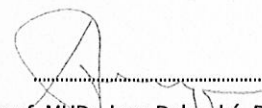
Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**



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



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

PROHLAŠENÍ

Prohlašuji, že jsem týmový projekt s názvem “ **Ventilátor CPAP realizovaný z pneumatických komponent** ” vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k závěrečné práci.

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

V Kladně dne

.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych podekoval vedoucí své práce, doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D., za čas a úsilí, věnoval vedení této bakalářské práce. Rád bych podekoval Ing. Petr Kudrna, Ph.D. za konzultace k zpracování práce. Velké poděkování patří také mé rodině, která mi umožnila studovat a podporovala mě po celou dobu studia.

ABSTRAKT

Název bakalářské práce

Ventilátor CPAP realizovaný z pneumatických komponent

Objev a použití kladné vzduchové pumpy v dýchací apnoe způsobené obstrukcí horních cest dýchacích během spánku je důležitým kvalitativním skokem v historii a vývoji léků na spaní.

Problémem chrápání a respiračního selhání je to, že horní dýchací trakt se během spánku zcela nebo částečně zužuje, což způsobuje apnoe nebo nevhodné dýchání, což vede k dislokaci spánku a dalším symptomům apnoe. Pozitivní tlak vzduchu působí jako sloupec, který zabraňuje obstrukci dýchacích cest a udržuje je v klidu během spánku. Pozitivní tlak slouží jako léčba pro nezralé novorozence které trpí RDS (Respiratory Distress Syndrome)

CPAP zařízení, která jsou v praxi přístrojem, který se používá k léčbě obstrukční spánkové apnoe a jiných poruch dýchání souvisejících se spánkem s nepřetržitým pozitivním tlakem dýchacích cest. Zařízení je uzavřený box, ve kterém jeho části nelze vidět a jak fungují. Cílem tohoto výzkumu je proto navrhnout jednoduché terapeutické zařízení (CPAP) z řady elektropneumatických komponent, které bude ovládat LabView z počítače.

Klíčová slova

CPAP, BiPAP, ventil, tlak, průtok, vzduch, spánkové apnoe, RDS.

ABSTRACT

Title of the bachelor thesis

CPAP ventilator realized from pneumatic components

The discovery and use of a positive air pump in breathing apnea caused by upper airway obstruction during sleep is an important qualitative leap in the history and development of sleep medicine.

The problem of snoring and respiratory failure is that the upper respiratory tract has completely or partially narrowed during sleep, causing apnea or inappropriate breathing, leading to sleep dislocation and other apnea symptoms. Positive air pressure acts as a column that prevents airway obstruction and keeps it calm during sleep. Positive pressure serves as a treatment for immature newborns suffering from RDS (Respiratory Distress Syndrome)

CPAP devices, which in practice is a device that is used to treat obstructive sleep apnea and other breathing disorders related to sleep with continuous positive airway pressure. The device is a closed box in which its parts cannot be seen and how they work. Therefore, the goal of this research is to design a simple therapeutic device (CPAP) from a range of electropneumatic components that will be controlled by LabView from a computer.

Key words

CPAP, BiPAP, valve, flow, pressure, air, sleeping apnea, RDS.

Obsah

Seznam obrazů.....	9
Seznam symbolů a zkratk.....	10
1 Úvod.....	11
1.1 Přehled současného stavu	12
1.1.1 Historie.....	12
1.2 Obecný princip metody	13
1.3 Systémy nCPAP	14
1.3.1 Bubble CPAP	15
1.3.2 Infant Flow	16
1.3.3 Infant flow low pressure	17
1.2.1 Rozdělení masek.....	17
1.1.1 Výhody a nevýhody CPAP	18
1.3 Cíle práce.....	19
2 Metody.....	20
2.1 Použité materiály a komponenty	20
2.1.1 LabVIEW 2018:	20
2.1.2 NI-DAQ USB-6009:.....	20
2.1.3 OMEGA FMA 5400/5500:.....	21
2.1.4 Generátor Medijet 1010.....	22
2.1.5 Matrix MPS-3005L-3	22
2.1.6 Pressure calibrator KAL 84	23
2.1.7 Tlakový senzor	23
2.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření	23
2.3 Řízení komponent a součástí	23
2.4 Změření charakteristiku ventilu	25
2.5 Příprava tlakového senzor.....	25
2.6 Změření tlaku v modelu.....	25

3	Výsledky	27
3.1	Závislost průtoku na řídicí napětí.....	27
3.2	Závislost tlaku v používaném modelu na průtoku	28
3.2	Pilotní test.....	29
4	Diskuze.....	31
5	Závěr	32
	Příloha 1: Dokument k měření	37
	Příloha 2: Ovládací panel a blokový diagramy	43
	Příloha 3: Obsah přiloženého CD.....	45

Seznam obrazů

Obr. 1.1: Stav dýchacích cest pacienta normálně s OSA a při používání CPAP. Fotografie [20]	14
Obr. 1.2: Bubble CPAP	16
Obr. 1.3: Typy CPAP masky. Fotografie [39]	17
Obr. 2.1: USB-6009 pinouts. Fotografie [37]	20
Obr. 2.2: Omega FMA 5400/5500. Fotografie [38].....	21
Obr. 2.3: 15 PIN konfigurace konektoru. Fotografie [38]	21
Obr. 2.4. Medijet generator 1010.....	22
Obr. 2.5: Hlavní ovládací panel. Fotografie: autor	24
Obr. 2.5: Schéma zapojení všech používaných součástí navrženého ventilátoru. Fotografie: autor	26
Obr. 3.2: Průběhy CPAP tlaků v modelu plíce novorozence. Fotografie: autor.....	29
Obr. 3.2: Průběhy BiPAP tlaků v modelu plíce novorozence. Fotografie: autor	30
Obr. 3.3: Obraz poskládaného navrženého plicního ventilátoru. Fotografie: autor	30

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
P	<i>Pa</i>	Tlak
V	<i>m³</i>	Objem
Q	<i>L/min</i>	průtok
U	V	Napětí

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
OSA	Obstructive Sleep Apnea
BiPAP	Bilevel positive Airway Pressure
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
IPAP	Inspiratory positive airway pressure
EPAP	Expiratory positive airway pressure
WOB	Work Of Breathing
RDS	Respiratory Distress Syndrome

1 Úvod

Dýchání je životně důležitý fyziologický proces. Hlavní funkcí respiračního systému je zajištění výměny plynu mezi alveoly a okolní atmosférou. Stejně tak pomáhá regulovat pH těla hladinou oxidu uhličitého. Lidský metabolismus vyžaduje kontinuální dodávku kyslíku O_2 a odstranění oxidu uhličitého CO_2 a většina této potřeby je uspokojena dýcháním. [1]

Podle World Health Organization (WHO) se každý rok předčasně narodí kolem 15 milionů dětí. Syndrom respirační tísně je jednou z hlavních příčin perinatální morbidit a úmrtnosti. Výskyt syndromu respirační tísně (RDS) je 10 % u předčasně narozených novorozenců. [2, 3] V současné době existují metody pro podporu ventilačního systému, které mohou snížit následky plicních poruch.

V neonatologické a pediatrické klinické praxi se používá neinvazivní metoda umělé plicní ventilace označovaná jako nCPAP. Používá se k udržení pozitivního tlaku během inspiračních i expiračních fází u nezralého novorozence, kdy novorozenec spontánně dýchá. [4]

Jedním z nejčastějších problémů při dýchání je také spánková apnoe, která negativně ovlivňuje stav dýchacího systému. Obstrukční spánková apnoe OSA je zdravotní stav, při kterém během spánku dochází k částečné nebo úplné obstrukci dýchacích cest osoby a k dočasnému přerušení dýchání nebo apnoe, což způsobuje časté probouzení po celou dobu spánku. Symptomy spánkové apnoe zahrnují chrápání, neklidný spánek, období ticha, zatímco spánek končí hlasitým chrápáním, špatnou koncentrací, probouzením s pocitem udušení, lapáním po dechu. Spánková apnoe může být způsobena mnoha faktory, jako například velké mandle, obezita anebo genetické syndromy. Léčba může zahrnovat změny životního stylu, dýchací přístroje a chirurgii. [5, 6, 7]

K nejčastějším způsobům pozitivního tlaku v dýchacích cestách patří CPAP (Continuous Positive Airway Pressure). CPAP přístroj je terapeutické zařízení, který používá pozitivní tlak v dýchacích cestách. Používá se u předčasně narozených novorozenců majících symptom RDS a k léčbě obstrukční spánkové apnoe a dalších poruch dýchání souvisejících se spánkem. Přístroj působí pozitivní tlak v dýchacích cestách pacienta, což je nutí zůstat otevřené a brání zavření hrdla v důsledku překážky. [8]

1.1 Přehled současného stavu

CPAP je levnější, snadněji se obsluhuje, představuje potenciálně méně rizik a vyžaduje méně školení než intubace a následné konvenční mechanické větrání.

V současné době je CPAP považován za první řešení pro léčbu pacientů, kteří trpí spánkovou apnoe. Nasal-CPAP je taky využíván u novorozenců, kteří se narodí předčasně se symptomem RDS. [9, 10]

1.1.1 Historie

V roce 1914, Von Reuss zkonstruoval první CPAP zařízení, které se skládalo z hadic, zdroje kyslíkového plynu, těsně přiléhající obličejové masky a nádoby naplněné vodou. Kovová trubka připojená k výdechové hadici umožnila, aby se plyn dostal pod hladinu vody a tlak se měnil nastavením hloubky trubice podle stupnice centimetru na nádobě. Ke konci šedesátých let byly ventilátory určené pro použití u dospělých aplikovány experimentálně, a často neúspěšně, v léčbě kojenců s těžkým respiračním selháním. V roce 1971 byli G. Gregory et al. první, kdo ohlásil úspěšnou aplikaci CPAP v sérii spontánně dýchajících předčasně narozených dětí s RDS (Respiratory Distress Symptome) [11]. Po zavedení CPAP se úmrtnost dětí s RDS snížila z 55–35 % na 20–15 %.

1.2 Obecný princip metody

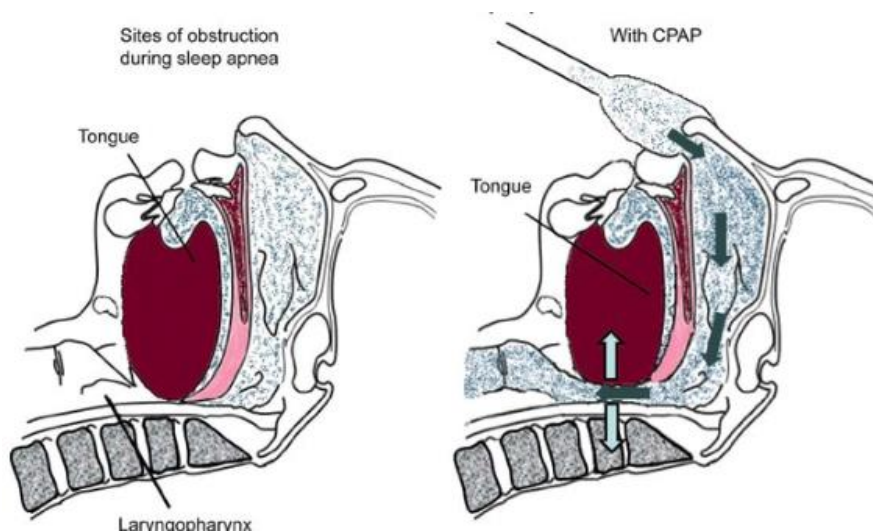
Nasální kontinuální pozitivní tlak v dýchacích cestách (CPAP) je neinvazivní metoda pro aplikaci konstantní hladiny tlaku (nad atmosférickou) při inhalaci a výdechu, která podporuje spontánní dýchání novorozenců s plicním onemocněním. CPAP se používá k léčbě novorozenců, u nichž je předpoklad rozvoje nestability dýchacích cest, edému a atelaktázy. [12]

Klinické cíle CPAP jsou udržet funkční zbytkovou kapacitu (FRC) plic a podporovat výměnu plynů za účelem snížení apnoe, dýchání (WOB) a poranění plic. CPAP se nejčastěji používá u předčasně narozených dětí se syndromem respirační tísně (RDS). CPAP se však také používá k léčbě novorozenců s jinými respiračními poruchami, včetně MAS (Meconium Aspiration Syndrome) primární plicní hypertenze, plicního krvácení a následného plicního edému. Použití nasal-CPAP u nezralých novorozenců snižuje výskyt apnoe, zvyšuje FRC (funkční reziduální kapacita), normalizuje objem plic, a tím i zlepšuje oxygenaci. [13]

Obstrukční spánková apnoe (OSA) je onemocnění charakterizované přerušovaným snížením dýchání v důsledku úplného nebo částečného uzavření horních dýchacích cest během spánku. Prevalence OSA se v posledních několika desetiletích částečně zvyšuje v důsledku pandemie obezity. Nejefektivnější neinvazivní terapií spánkové apnoe je CPAP. Observační studie naznačují, že terapie CPAP zlepšuje spontánní dýchání pacienta. [14]

CPAP se také stala osvědčenou léčbou OSA a dalších symptomů s ní spojených. Důkazy nasvědčují tomu, že CPAP může redukovat jiné noční příznaky, jako je lapání po dechu nebo dušení, noční probuzení a nykturie.

Dalším kardinálním symptomem OSA je nadměrná ospalost ve dne. Randomizované kontrolované studie konzistentně prokázaly, že CPAP zlepšuje ospalost, což bylo hodnoceno jak objektivně, tak subjektivně. Tento nastavený tlak řízený motorem je navržen tak, aby blokoval zhroucení horních dýchacích cest, čímž se udržují otevřené dýchací cesty. [15]



**Obr. 1.1: Stav dýchacích cest pacienta normálně s OSA a při používání CPAP.
Fotografie [20]**

CPAP přístroj se obvykle skládá z: CPAP krabice, zapojovací flexibilní hadička a maska. Některé přístroje mají navíc zvlhčovač vzduchu.

CPAP pracuje tak, že specifickým motorem je nasáván prostorový vzduch do přístroje, kde se filtruje specifickým filtrem a pak je stlačen na konkrétní nastavitelnou hodnotu tlaku podle konstrukce odborníka nebo lékaři. Přístroje jsou nastaveny tak, aby dodávaly tlak od 4 cmH_2O do maximálně 25 cmH_2O . Tento vzduch je často veden přes vyhřívaný zvlhčovač a dodáván přes hadičku do rozhraní masky.

1.3 Systémy nCPAP

Podle metody generování tlaku lze rozdělit systémy nCPAP na:

- a) systémy s konstantním průtokem,
- b) systémy s proměnlivým průtokem,
- c) demand flow systémy.

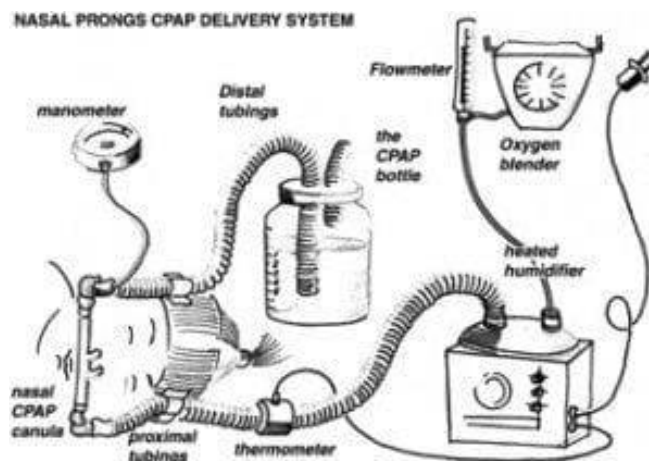
Systémy s konstantním průtokem jsou často používány u předčasně narozených novorozenců k rekrutování a udržování objemu plic. Průtok plynů dýchacími cestami je určen podle systému, kde se nastaví maximální hodnota průtoku CPAP systému. [12]

System s proměnlivým průtokem zahrnuje generátor, který přeměňuje ohřátý a zvlhčený proud plynu od pacienta během výdechu a umožňuje strhávání vzduchu během období vysokého inspiračního úsilí. Přesměrováním plynu VF-CPAP nabízí nižší uložené WOB a menší expirační odpor ve srovnání s jinými technologiemi nCPAP. Vzhledem k tomu, že se tlak vytváří a měří v zářezích, technologie s proměnlivým průtokem poskytuje nejstabilnější tlak, a to i v případě úniku do 6 L/min. [17]

Demand flow systémy jsou začleněny do mechanických ventilátorů. V důsledku spouštěcího mechanismu se otevře ventil ve chvíli, když ventilátor detekuje inspirační úsilí pacienta. To má za následek snížení spotřeby plynu a lepší monitorování dýchání. [16, 35] Běžnou součástí CPAP systémů je generátor, který zapojuje inspirační okruh a dýchací systém novorozence. Součástí těchto systémů je generátor, který je zapojen do inspiračního okruhu a dýchacího systému novorozence. Je to fluidický prvek sloužící ke směrování průtoku plynů od pacienta během expiraci a umožňuje vyšší průtok než poskytuje průtok systému nCPAP v případě vysokého inspiračního úsilí. Obvykle je generátor je připevněn k hlavě pacientů. Generátor je otevřený do atmosféry anebo má zásobník vzduchu, tím zajišťuje možnost vyšších průtoků podle potřeby pacienta. Generátor průtoku InterFlow CPAP je přesné a spolehlivé zařízení vyžadující minimální údržbu. Jeho jednoduchost použití a snadné nastavení zajišťuje, že klinik má úplnou jistotu výkonu. [26]

1.3.1 Bubble CPAP

Od roku 1970 prokázala bublinová CPAP účinnost v porodním sále jako záchranná léčba a metoda pro zvládnání apnoe předčasně narozených dětí se syndromem dechové respirační tísně (RDS). Je podáván konstantní průtok ohřátého a zvlhčeného plynu spontánně dýchajícímu novorozenci binasálními hroty nebo nosní maskou k udržení objemu plic během výdechu. Hladina tlaku je řízena hloubkou výdechové trubice vložené do nádoby na vodu. Jak plyn protéká systémem, „zublínkuje“ a zabraňuje hromadění nadměrných tlaků. Tlak může vzrůst, pokud se kondenzát shromažďuje v trubkách, mění se průtok nebo se voda z nádoby vypařuje. B-CPAP postrádá systémové alarmy a ukládá vyšší WOB (dechová práce) kvůli stálému průtoku a neschopnosti strhávat proud během inspirace. [18, 19]



Obr. 1.2: Bubble CPAP

1.3.2 Infant Flow

Infant Flow systém je nejrozšířenější zařízení s proměnlivým průtokem. Využívá vysokorychlostní proudy, které mohou během inspirace strhávat plyn na podle stavu respiračního systému, a proto udržují konstantní hladinu CPAP. Systém Infant Flow CPAP se skládá z ovladače průtoku, který poskytuje kontinuální směsný zdroj plynu a systému monitorování tlaku v dýchacích cestách.

Průtok nastavený na 8 L/min má obecně za následek úroveň CPAP 5 cmH_2O . Ovladač průtoku je připojen ke generátoru Infant Flow s použitím vlastního okruhu vyhřívaného drátu. Generátor průtoku je připojen k silikonovým nosním hrotům nebo nosní masce pro spojení s pacientem. [12]

Při výdechu má design nosních hrotů za následek, že některé z čerstvých plynů jsou odsunuty ven přes expirační výstup, místo aby pokračovaly ve vyprazdňování, které snižuje dechovou práci. [34] Bifázické cykly NCPAP mezi horními a nižšími tlaky jsou určeny následujícími čtyřmi parametry:

- nižší úroveň CPAP (CPAP při expiraci),
- vyšší úroveň CPAP (CPAP při inspiraci),
- čas vyšší úrovně,
- frekvence, což je počet inspiračních cyklů za minutu.

1.3.3 Infant flow low pressure

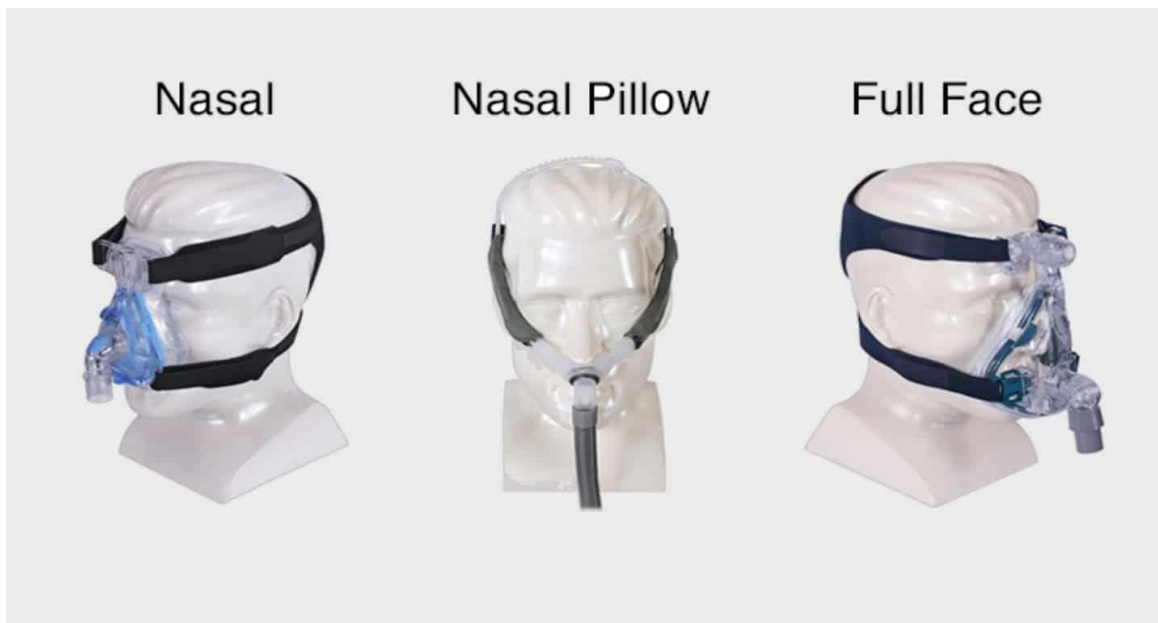
Je navržen tak, aby poskytoval účinnou nasální CPAP terapii s nízkou prací dýchání, stabilní CPAP a řadou rozhraní a fixačních řešení, která pomáhají uspokojit potřeby širšího okruhu dětí. [33]

System se skládá z:

- ovladače Infant Flow SiPAP,
- Infant Flow sestava generátoru,
- Infant Flow upevnění – kapota nebo pokrývka hlavy,
- Infant Flow nosní rozhraní – maska nebo hroty. [17]

1.2.1 Rozdělení masek

Primární funkcí masky CPAP je podávat stlačený vzduch ze stroje CPAP pacientovi přímo ústy, nosem nebo oběma. Masky existují v různých velikostech a tvarech, a tím umožňuje pacientovi si vybrat jakoukoliv masku, která bude vyhovovat jeho tvaru obličeje.



Obr. 1.3: Typy CPAP masky. Fotografie [39]

Masky se dělí na:

- a) Nasal mask: Nosní CPAP maska má trojúhelníkový tvar a zakrývá nos pacienta z můstku do horní oblasti rtů. Výhodou nosní masky je, že existuje v různých velikostech pro různé velikosti a tvary nosů. Další výhodou je, že při nastavení vyššího tlaku pracuje lépe než další masky.

Není vhodná pro lidi, kteří trpí nazální kongescí. Nevyhovuje lidem, kteří mají vousy, protože ty zabraňují utěsnění masky na kůži, což způsobuje únik vzduchu. [24,21]

- b) Nasal pillow mask: je lehká, kompaktní, nejmenší a nejjednodušší ze všech masek CPAP, její struktura umožňuje nejmenší kontakt s obličejem pacienta.

Tato maska sedí na horním rtu a používá dva polstrované hroty, které zapadají přímo do nosních dírek a je udržena elastickým páskem, který vede kolem zadní části hlavy.

Její malá velikost je výhodnější pro pacienty, kteří mají strach z velkých masek. Je také vhodnější pro lidi, kteří mají vousy, je méně náchylná k úniku vzduchu díky umístění hrotů do nosních dírek. Její použití při vysokých tlacích však pro pacienta není příjemné. [23, 21]

- c) Full face mask: Tyto masky jsou větší, pokrývají nos a ústa, jak je možno vidět na obr. č. 1.2.1 vpravo. Tato maska pokrývá největší plochu ze všech typů masek. Tento konkrétní typ slouží jako nejlepší řešení pro ty, kteří dýchají ústy, a pro ty, kteří potřebují nastavit vysoký tlak.

Celoobličejové masky jsou poměrně velké, a proto je pro pacienta těžké spát na břiše, když nosí tuto masku. Pravděpodobnost úniku vzduchu je vyšší v důsledku větší plochy masky. Vzhledem k velkému rozměru masky je pro pacienty obtížné číst, protože maska částečně zakrývá zrak. [22, 24]

1.1.1 Výhody a nevýhody CPAP

V této kapitole jsou popisované výhody a nevýhody CPA přístroje používaného pro léčbu OSA. Mnoho chorob je spojených se spánkovou apnoí jako například srdeční choroby, protože OSA způsobuje zastavení dýchání mnohokrát v noci, což ovlivňuje krevní tlak a snižuje hladinu kyslíku v krvi. Výhodou CPAP je, že při otevření dýchací cesty jsou regulovány tlak a hladina kyslíku v krvi jak ve dne, tak v noci. [22]

Další výhody dýchacího přístroje spočívají v tom, že zvyšuje pozornost a zlepšuje soustředění během dne, zlepšuje také kvalitu spánku a eliminuje problémy s chrápáním. CPAP zabraňuje riziku infarktu myokardu. [21, 23]

Na druhou stranu má tento přístroj také nevýhody a problémy. Nejčastějšími problémy podle pacientů jsou například hlučný zvuk, který může být způsoben zablokovaným filtrem.

Velikost masky nevyhovuje struktuře obličeje. Masky pokrývá větší plochu, proto je větší pravděpodobnost úniku a to znamená, že pacient nedostane plný tlak vzduchu, který potřebuje. [24] Proudění vzduchu způsobuje suchost nosu a bolest v krku, které mohou být odstraněny použitím zvlhčovače vzduchu. Další nevýhoda je spojovací trubka masky, která negativně ovlivňuje komfort při spánku. [22, 25]

1.3 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je navrhnout simulátor plicního ventilátoru používáním řady elektro-pneumatických komponentů, které budou ovládané počítačovým programem LabVIEW. Samotné CPAP přístroje používané v klinické praxi jsou komplexní zařízení, na kterých není možné demonstrovat všechny principy, které se při ventilaci uplatňují. Proto budou výstupy této práce sloužit i jako edukativní pomůcka otevřeného systému plicního ventilátoru, ve kterém je možno vidět, jak jednotlivé komponenty pracují.

2 Metody

V této kapitole jsou popsány všechny metody, principy a postupy, které byly využity pro zhotovení této bakalářské práce. Všechna měření proběhla na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně.

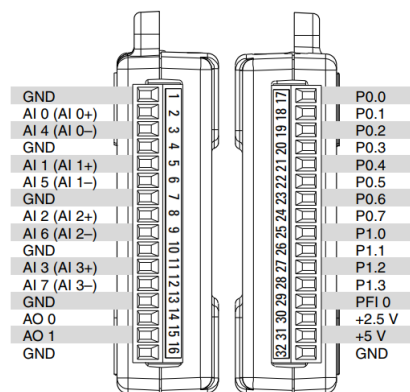
2.1 Použité materiály a komponenty

2.1.1 LabVIEW 2018:

Laboratory Virtual Instrument Engineering Work (LabVIEW) je systémový software pro aplikace, které vyžadují testování, měření a řízení s rychlým přístupem k hardwarovým a datovým informacím. LabVIEW nabízí grafický programovací přístup, který vám pomůže vizualizovat každý aspekt aplikace, včetně konfigurace hardwaru, naměřených dat a ladění. Tato vizualizace usnadňuje integraci měřicího hardwaru od libovolného dodavatele, představuje komplexní logiku na diagramu, vyvíjí algoritmy pro analýzu dat a navrhuje uživatelské rozhraní. [27]

2.1.2 NI-DAQ USB-6009:

National Instruments USB-6009 je zařízení, které poskytuje osm analogových vstupních (AI) kanálů, dva kanály analogového výstupu (AO), 12 kanálů DIO a 32bitový čítač s plně rychlým rozhraním USB.



Obr. 2.1: USB-6009 pinouts. Fotografie [37]

Na pravé straně obrázku č. 1 jsou digitální porty označené čísly 17 až 32, zatímco na levé straně jsou porty číslované 1 až 16 a ty jsou analogové. Tato karta umožňuje, jak generovat, tak načíst signály, jak digitální, tak analogové. Karta se připojuje do počítače USB kabelem. [28]

2.1.3 OMEGA FMA 5400/5500:

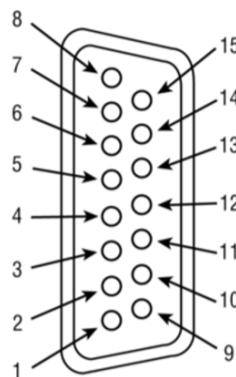
OMEGA mass flow controller je zařízení, které se používá pro měření a řízení průtoku plynů. Toto zařízení má vstupní otvor, výstupní otvor, snímač hmotnostního průtoku a proporcionální regulační ventil. Omega přijímá vstupní signál operátora, pak se porovnává s hodnotou snímače hmotnostního průtoku a odpovídajícím způsobem upravuje proporcionální ventil pro dosažení požadovaného průtoku.



Obr. 2.2: Omega FMA 5400/5500. Fotografie [38]

PIN	FUNCTION		
1	0 to 5 VDC Flow Signal Common		
2	0 to 5 VDC Flow Signal Output		
3	Common		
4	Open (Purge)		
5	Common, Power Supply		
6	(unassigned)		
7	+12 VDC (+24 VDC*) Power Supply		
8	Remote Setpoint Input		
9	4 to 20 mA (-) Flow Signal Return (use with 14)		
10	Remote Setpoint Common (use with 8)		
11	+5VDC Reference Output for Remote Setpoint		
12	Valve Off Control		
13	Auxiliary +12 VDC (+24 VDC*) Power Output (For Loads <100 mA)		
14	4 to 20 mA (+) Flow Signal Output		
15	Chassis Ground		

1 & 2	0-5 VDC OUTPUT	5 & 7	+12 VDC (+24 VDC*) POWER SUPPLY
3 & 4	PURGE	8 & 10	0-5 VDC OR 4-20 mA REMOTE SETPOINT
3 & 12	VALVE OFF CONTROL	9 & 14	4-20 mA OUTPUT
5 & 13	AUXILIARY +12 VDC (+24 VDC*) POWER OUTPUT (FOR LOADS <100 mA)	10 & 11	+5 VDC CONTROL SOURCE



Obr. 2.3: 15 PIN konfigurace konektoru. Fotografie [38]

Regulátor hmotnostního průtoku nebude pracovat s kapalinami. Do přístroje mohou být vloženy pouze čisté filtrované plyny, aby se zabránilo zavedení překážek do senzoru. Toto zařízení vyžaduje napájení + 12VDC (+ 24VDC) s minimálním proudem 800 mA. K lokální regulaci průtoku slouží SETPOINT Potenciometr. Pro dálkové ovládání je požadován variabilní analogový referenční vstup 0 až 5 VDC (nebo 4 až 20 mA). [29, 30]

2.1.4 Generátor Medijet 1010

Je generátor s variabilním průtokem. Má fixní nosní nástavec pod úhlem 60°



Obr. 2.4. Medijet generator 1010

2.1.5 Matrix MPS-3005L-3

MPS-3005L-3 je vícekanálový napájecí zdroj. Má tři zdroje, přičemž dva z nich jsou nezávislé, identické a nastavitelné a jeden zdroj je se stálým napětím 5V/3A. Je možné si na čelním panelu zvolit jeden z tří režimů, které jsou: paralelní, sériový a nezávislý. Jeho specifikace: Napájení zařízení 110/220 V, 50/60 Hz. Při měření v tomto projektu bude spotřeba používat nastavitelný zdroj s nezávislým režimem. [31]

2.1.6 Pressure calibrator KAL 84

KAL 84 je přenosné zařízení pro kalibraci tlakoměrů. Ty mohou být použity pro testování a kalibraci senzorů tlaku a jiných tlakoměrů pro nízké tlaky jak rychle, tak snadno. Vysoký stupeň přesnosti a vynikající reprodukovatelnost výsledků v kombinaci s robustním designem dávají systému všechny funkce potřebné pro laboratorní a servisní aplikace. Typické aplikace zahrnují kalibrace zdravotnických prostředků, jako jsou měřiče krevního tlaku, ventilátory a infuzní pumpy. [32]

2.1.7 Tlakový senzor

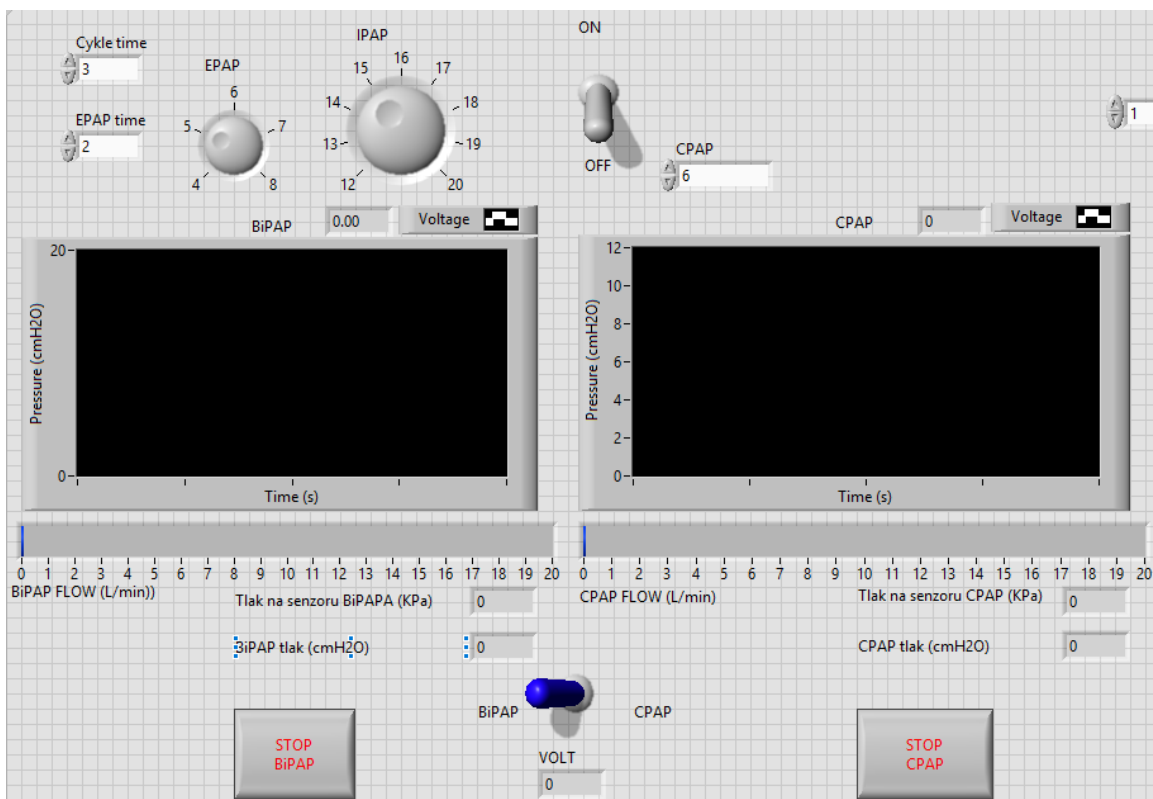
Tlakový senzor MPXV5010DP, který byl používán pro měření tlaku v modelu pilce novorozence je schopný snímat tlaky, ale snímané hodnoty tlaku jsou převedené do počítače ve tvaru napětí a dále podle rovnice převodu napětí na tlak, která je dostupná v návodu k použití toho senzoru jsou hodnoty v programu LabVIEW převedeny na tlaky. Senzor tlaku potřebuje 7 V napájení.

2.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření

Ke správnému provádění měření a zaznamenání všech naměřených hodnot při testování byl vytvořen dokument „Protokol měření“. Podle něj se postupovalo během měření. Tímto dokumentem se postupovalo při měření, tak aby se zamezilo vzniku chyb, které by mohly ovlivnit přesnost hodnocení.

2.3 Řízení komponent a součástek

V programu LabVIEW od společnosti National Instruments jsem navrhl pomocí blokového diagramu takový systém, který je schopný řídit součástky a pneumatické komponenty ve dvou režimech CPAP a BiPAP. Navržený systém lze řídit jednoduchým způsobem, kdy na hlavním panelu je přepínač umožňující přepínání mezi dvěma režimy.



Obr. 2.5: Hlavní ovládací panel. Fotografie: autor

V režimu CPAP je na hlavním ovládacím panelu možno nastavit hodnotu požadovaného tlaku a v druhém režimu, což je BiPAP, lze z hlavního ovládacího panelu nastavit hodnoty IPAP a EPAP a čas každé fáze nastavením průběhu celého cyklu a čas průběhu expirace. Rozsah hodnot, které mohou být zvoleny pro CPAP režim, je od 4 cmH_2O až do 10 cmH_2O . BiPAP při inspiraci používá vyšší hodnoty, proto je v tomto navrženém programu rozsah hodnot IPAP od 12 cmH_2O do 20 cmH_2O a pro EPAP je od 4 cmH_2O až do 8 cmH_2O .

Po zahájení měření jsou pro každý režim zobrazeny jak naměřené hodnoty tlaku v kPa a cmH_2O , tak hodnoty průtoku v litrech za minutu. Dále je pro každý režim nakreslen průběh změn tlaku v čase. Hodnoty tlaku po měření jsou automaticky převáděny z kPa na cmH_2O .

2.4 Změření charakteristiku ventilu

Aby se umožnilo ovládání ventilu, byl připojen analogový výstup (A01) USB-6009 do sériového portu (konektory 8 a 10) ventilu FMA 5400/5500. Pro napájecí zdroj byl použit generátor napětí MPS-3005L-3, přičemž připojení se provádělo přes konektory 5 a 7.

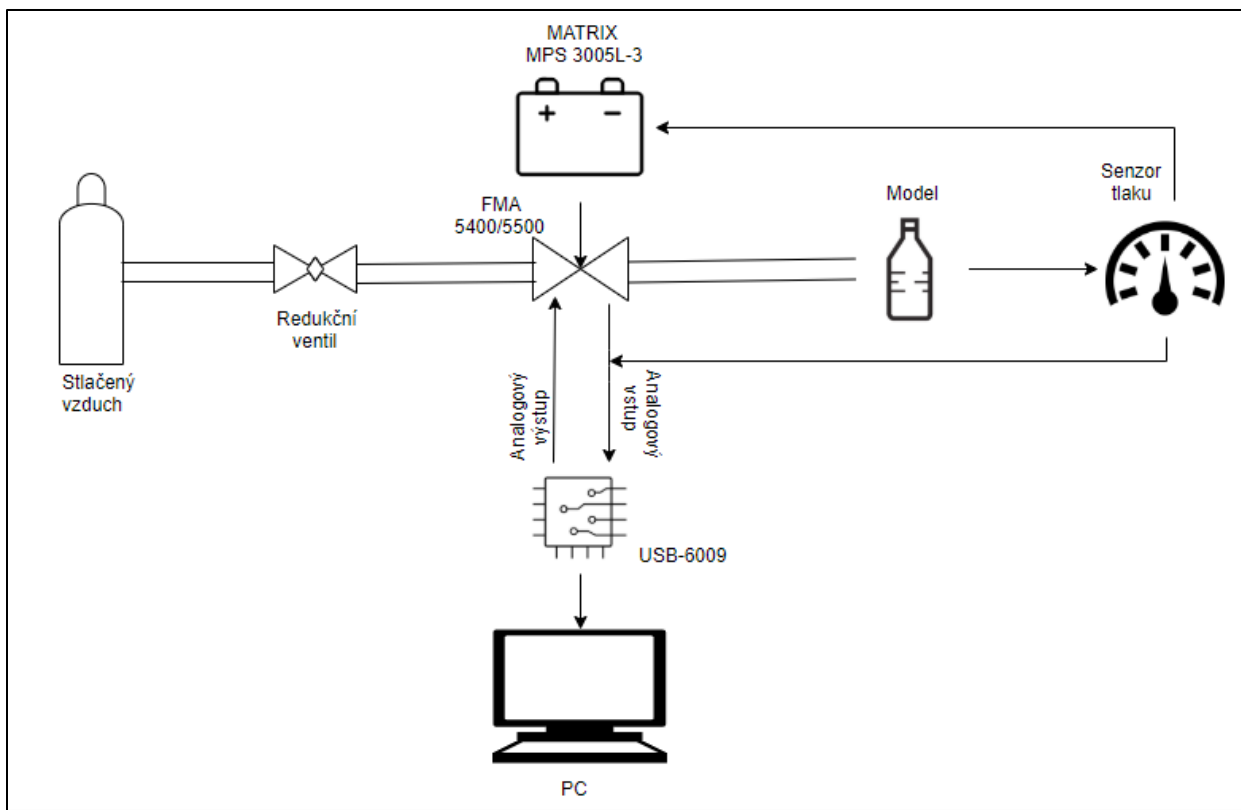
Řídící napětí na začátku měření bylo nastaveno na 0 V a dále jsem ho zvýšil o 0,1 V až k dosažení 1 V a zaznamenal jsem nasčítané hodnoty průtoků pro každé nastavené napětí. Z naměřených hodnot byl sestrojen graf popisující závislosti průtoku na napětí.

2.5 Příprava tlakového senzoru

Jako tlakový senzor jsem používal MPXV5010DP a pro zajištění co nejpřesnějšího měření bylo nutné kalibrovat tlakový senzor. Kalibrace používaného tlakového senzoru se prováděla pomocí kalibračního přístroje KAL 84. Tlakový senzor načte hodnoty napětí odpovídající naměřenému tlaku ve voltech a dál jsou převedeny do počítače přes kartě USB-6009 jako napětí. Na základě návodu použití senzoru jsem pomocí rovnice převodu napětí na tlak mohl převádět naměřené hodnoty z napětí na tlak.

2.6 Změření tlaku v modelu

Mezi model plíce novorozence a ventil FMA 5400/5500 byl vložen generátor Medijet. Na modelu byl tlakový senzor umístěn tak, aby se v něm mohl naměřit tlak. Průtok byl od začátku nastaven na 0 L/min a dále byl zvýšen postupně až do 20 L/min. Zapojení jednotlivých součástí se provádělo podle schématu na Obr. 2.5.



Obr. 2.5: Schéma zapojení všech používaných součástí navrženého ventilátoru.

Fotografie: autor

3 Výsledky

Všechna naměřená data v průběhu přípravy té práce jsou uvedena v této kapitole.

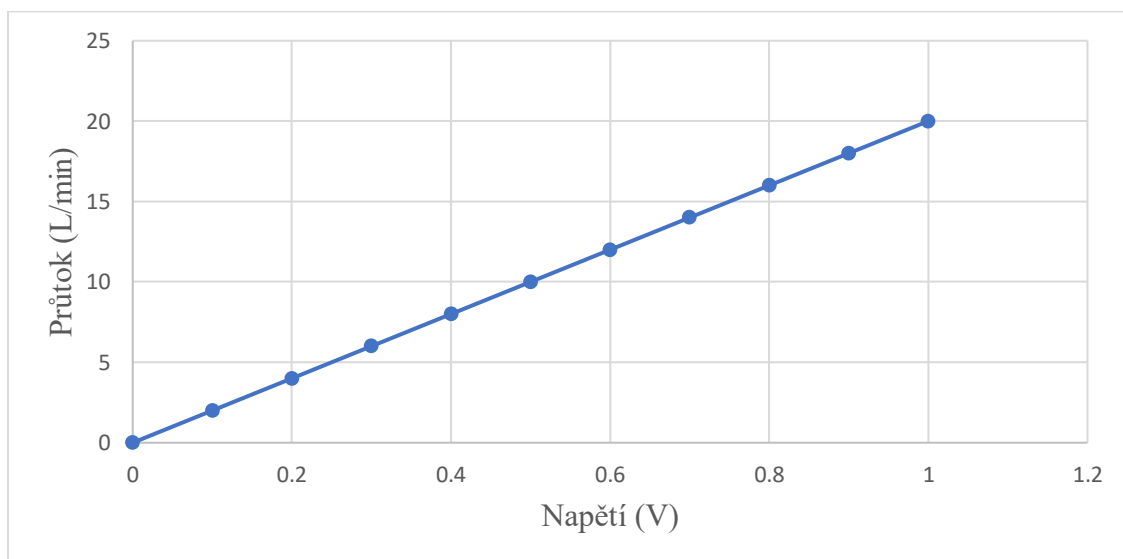
3.1 Závislost průtoku na řídicí napětí

Zde jsou výsledky změřených hodnot při otestování to, jak se bude chovat použitelný ventil v různých případech nastaveného napětí z hlavního ovládacího panelu.

Tabulka 3.1: Tabulka naměřených hodnot průtoku pro různé hodnoty napětí.

Číslo měření	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Napětí (V)	0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5
Průtok (L/min)	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100

Průtoky se zvyšují se zvýšením napětí. Kde každé 0,1 V se zvolí průtok o 2 L/min, a při postupném zvyšování napětí bude závislost průtoku na řídicí napětí vypadat lineární, což je možno pozorovat v nakresleném grafu 3.1.



Graf 3.1: Graf závislost průtoku na napětí.

3.2 Závislost tlaku v používaném modelu na průtoku

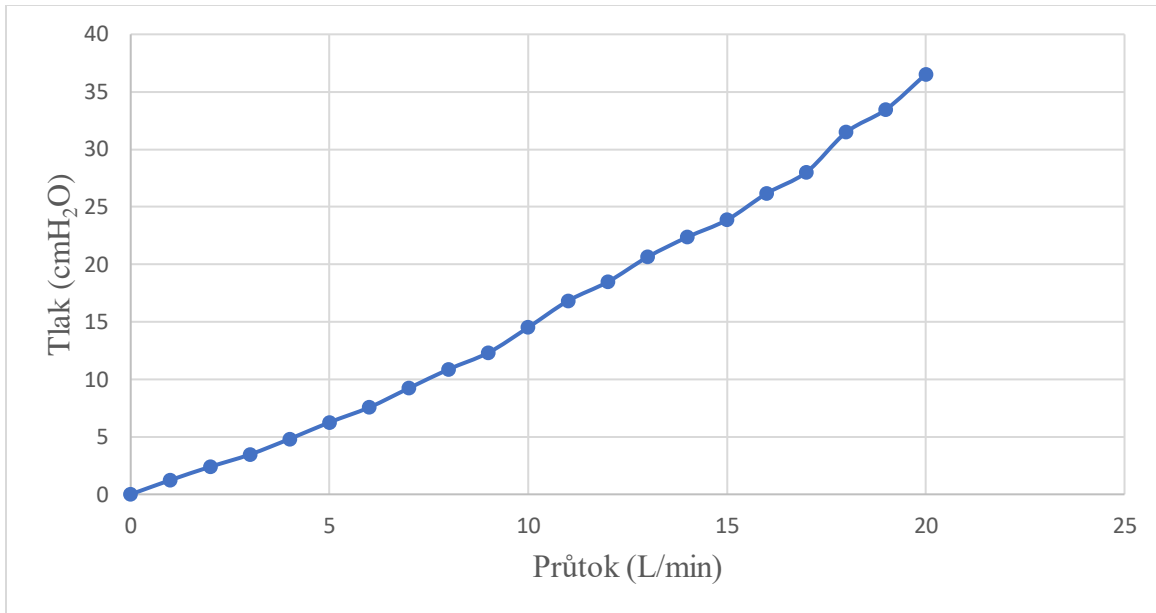
V tabulce 3.2 jsou zaznamenány všechny naměřené hodnoty tlaku v modelu plic novorozence pro průtoky od 0 L/min až do 20 L/min. Z naměřených hodnot byl sestrojen graf 3.2 závislosti tlaku v modelu na průtok. Závislost vypadá přibližně exponenciálně.

Tabulka 3.2: Změřené hodnoty tlaku v modelu plic novorozence pro různé průtoky.

Číslo měření	1	2	3	4	5	6	7
Průtok (L/min)	0	1	2	3	4	5	6
Tlak (cmH ₂ O)	0	1,24	2,40	3,46	4,81	6,26	7,56

Číslo měření	8	9	10	11	12	13	14
Průtok (L/min)	7	8	9	10	11	12	13
Tlak (cmH ₂ O)	9,23	10,87	12,32	14,51	16,82	18,46	20,63

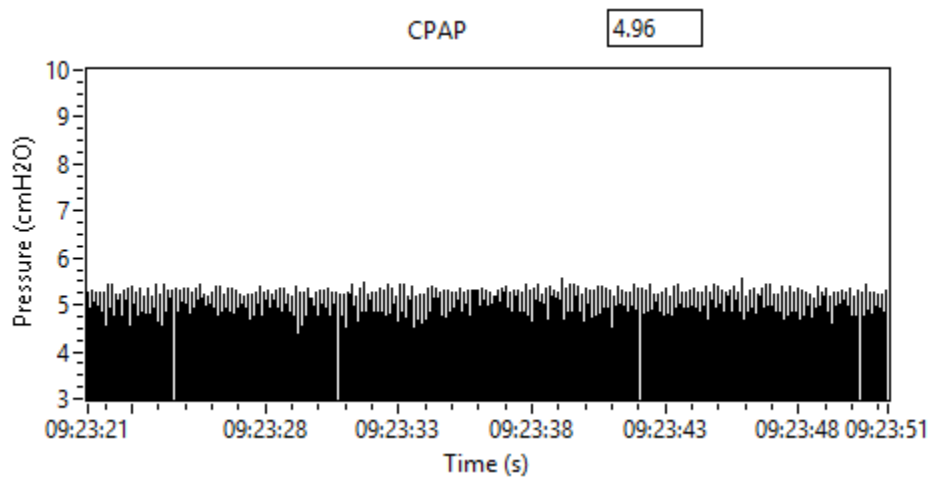
Číslo měření	15	16	17	18	19	20	21
Průtok (L/min)	14	15	16	17	18	19	20
Tlak (cmH ₂ O)	22,36	23,68	26,17	28,01	31,48	33,47	36,52



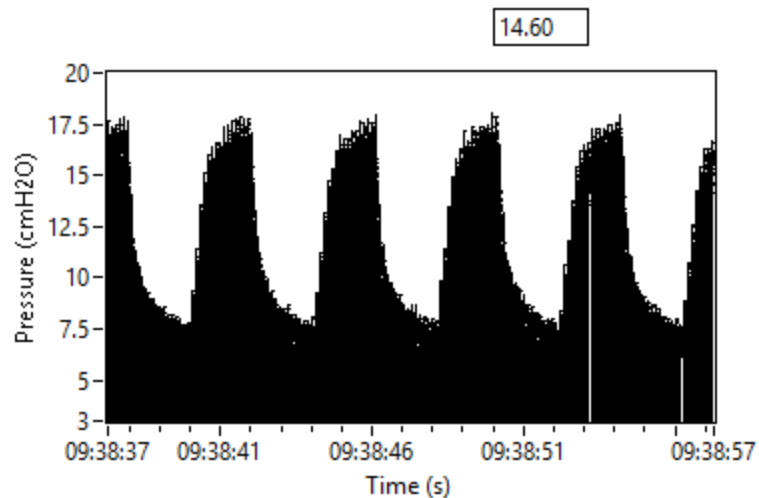
Graf 3.2: Závislost tlaku v modelu plíce novorozence na průtoku.

3.2 Pilotní test

Po otestování chování všech používaných komponentů, se provádělo podle zadání té bakalářské práce pilotní test navrženého přístroje. Výsledkem pilotního testu bylo to, že přístroj funguje pro oba režimy (CPAP i BiPAP). Z toho testu jsem zaznamenal grafy průběhu tlaku v modelu viz obr. 3.1 a obr 3.2.



Obr. 3.2: Průběhy CPAP tlaků v modelu plíce novorozence. Fotografie: autor



Obr. 3.2: Průběhy BiPAP tlaků v modelu plicé novorozence. Fotografie: autor

Po poskládání všech používaných komponentů s materiály v konfiguraci tohoto plicního ventilátoru a po úhledném umístění jsem celý projekt vyfotil. Poslední struktura navrženého plicního ventilátoru je na obr 3.3.



Obr. 3.3: Obráz poskládaného navrženého plicního ventilátoru. Fotografie: autor

4 Diskuze

Cílem této práce bylo navrhnout simulátor plicního ventilátoru realizovaného z řady elektro-pneumatických komponentů, které budou řízeny z programového prostředí LabVIEW. Nejdříve bylo však nutné vybrat si komponenty vyhovující parametrům, které odpovídají reálným dýchacím přístrojům. Komponenty a součástky byly vybrány tak, aby měly vysokou přesnost při měření.

Bylo provedeno samostatné proměření jednotlivých součástí pro zjištění, jakým způsobem fungují. Nejdříve bylo testováno, jak se chová elektronicky řízený ventil při různých nastavených hodnotách řídicího napětí, a bylo zjištěno, že FMA 5400/5500 závisí lineárně na napětí, což je možno vidět v grafu č. 1. Podle návodu tohoto ventilu se musel nechat ventil zahřát kolem 15 minut, než se začalo měřit, aby se vynulovala měřená hodnota. Průtoky ve ventilu byly naměřeny se systematickou chybou 0,2 L/min, kterou jsem pak odečetl ze všech naměřených hodnot. Pak jsem propojil ventil s modelem plíce a ujistil jsem se, že nedochází k úniku vzduchu.

Poté byla změřena závislost tlaku v modelu na průtoku pro hodnoty průtoku ležící v rozmezí od 0 až do 20 L/min. Pak byl na základě výsledků tohoto měření sestrojen graf závislosti tlaku v modelu na průtoku, podle něž lze říct, že závislost je přibližně exponenciální. Avšak jak je možno vidět, některé hodnoty nejsou tolik přesné ve srovnáním s ostatními hodnotami, a to vzhledem k tomu, že tlakový senzor není tak přesný, že je schopný načíst konkrétní hodnotu tlaku kvůli vznikajícímu šumu.

Nakonec jsem poskládal celé komponenty dohromady a zapojil jsem k nim model plic novorozence. Pomocí programovaného systému, který byl navržený v počítačovém prostředí LabVIEW, jsem na modelu provedl pilotní test tohoto navrženého plicního ventilátoru ve dvou režimech: CPAP i BiPAP.

Po ukončení pilotního testu je vidět, že simulátor plicního ventilátoru funguje. Rovněž je možno při jeho použití vidět, jak na sobě jednotlivé komponenty závisí a jak se každý komponent chová při různých nastaveních parametrů. Průběhy tlaků v modelu plic novorozence jsou vždy nakreslené během běhu programu.

5 Závěr

Tato bakalářská práce slouží jako edukační pomůcka. Jejím cílem je vyrobit jednoduchý přístroj umožňující uživatelům vidět jeho strukturu, z čeho se skládá, obecný princip fungování a jak pracuje každý komponent zvlášť. Plicní ventilátor CPAP jsem sestrojil z řady elektro-pneumatických komponentů, které jsou: a) elektronicky řízený ventil, který je schopný také naměřit průtok kapalin procházejících přes něj; b) tlakový senzor pro snímání hodnoty tlaku v modelu, který bude charakterizovat plíce novorozence; c) generátor MEDIJET, který zajišťuje transport plynů z výstupu ventilu do používaného modelu plic novorozence. Dále bylo potřeba používat napájecí zdroj pro ventil a senzor. Pro ovládání všech výše uvedených komponentů přes program LabVIEW z počítače bylo nutno využít kartu USB-6009, která umožňuje, jak generovat, tak přijímat analogové a digitální signály.

Navržený plicní ventilátor CPAP dokáže pracovat ve dvou ventilačních režimech. První režim je CPAP (Continuous Positive Airway Pressure), u nějž je ventilátor schopný působit konstantní jednoúrovňový tlak nastavitelný z hlavního ovládacího panelu. Navržený ventilátor pracuje pro maximální průtok 13 L/min, což odpovídá 20 cmH₂O.

Režim CPAP může vytvářet tlaky v rozsahu od 4 cmH₂O až do 10 cmH₂O a průběh těchto tlaků se nakreslí do grafu, který leží na hlavním panelu. Další režim je BiPAP (Biphasic anebo Bilevel). Tento režim umožňuje podání dvou úrovní tlaku. Vyšší úroveň (vyšší tlak) je IPAP (Inspiratory Positive Airway Pressure) a pouští se do dýchacího systému pacienta při inspiraci. IPAP obvykle používá vysoké tlaky v rozsahu od 12 až 20 cmH₂O, čímž nutí dýchací cesty zůstat otevřené a ulehčit dechovou práci respiračního systému. Nižší úroveň (nižší tlaky) je EPAP (Expiratory Positive Airway Pressure), která používá nízké tlaky při expiraci. U tohoto navrženého přístroje leží hodnoty EPAP v intervalu od 4 až do 8 cmH₂O.

Seznam použité literatury

- [1] Lee, Justin. The Respiratory System. New York: Rosen Central, 2001. ISBN 43903408.
- [2] 1. Kinney MV, Howson CP, McDougall L, Lawn JE (2010) Nacido demasiado pronto: Informe de Acción Global sobre Nacimientos Prematuros. 3 May 2012. [online] dostupné z: <https://www.bebesymas.com/recien-nacido/nacido-demasiado-pronto-informe-de-accion-global-sobre-nacimientos-prematuros>
- [3] Angus DR, Linde-Zwirble WT, Clermont G, Griffin MF, Clark RH (2001) Epidemiology of neonatal respiratory failure in the United States. Am J Respir Crit Care Med. 1 October 2001. [online] dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11673202>
- [4] MAHMOUD, Ramadan A., Charles Christoph ROEHR a Gerd SCHMALISCH. Current methods of non-invasive ventilatory support for neonates. Paediatric Respiratory Reviews. 2010, 12(3), 196-205. DOI: 10.1016/j.prrv.2010.12.001.
- [5] Malhotra, MD, Kryger, Meir MD. "Management of Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea in Adults." UpToDate. February 14, 2019. ISBN 1899893334 9781899893331 [Online] . Dostupné z: https://www.uptodate.com/contents/management-of-obstructive-sleep-apnea-in-adults?search=Management%20of%20Obstructive%20Sleep%20Apnea-Hypopnea%20in%20Adults.&source=search_result&selectedTitle=1~150&usage_type=default&display_rank=1
- [6] Randerath, Winfried J., Bernd M. Sanner, and Virend K. Somers. *Sleep Apnea: Current Diagnosis and Treatment*. Basel: Karger, 2006. ISBN 64065838.
- [7] National heart, lung and blood institute." Sleep Apnea" U.S. Department of Health & Human Services. August 27, 2016. Dostupné z: <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/sleep-apnea>
- [8] Epstein L.J., Shiromani P., Horvath T., Redline S., Van Cauter E. Clinical Guidelines for the Evaluation of Adults with Obstructive Sleep Apnea. 29 April 2012. ISBN 978-1-4614-3492-4
- [9] CPAP Blog. A Quick and Easy Guide to the History of CPAP Therapy. 3 February 2014. [Online]. Dostupné z: <https://www.cpap.com/blog/the-history-of-cpap-therapy/>
- [10] The Sleep Zone. A History of CPAP Therapy. 21 April 2014. [Online]. Dostupné z: <https://www.cheapcpapsupplies.com/blog/a-history-of-cpap-therapy/>

[11] NARASIMHAN, Raju a Srividyardhari KRISHNAMURTHY. A review of noninvasive ventilation support in neonates. *Paediatrics and Child Health*. 2014, 24(1), 7-11. DOI: 10.1016/j.paed.2013.05.022.

[12] RM Diblasi Affiliation: Center for Developmental Therapeutics, Seattle Children's Research Institute, 1900 Ninth Avenue, Seattle. Nasal Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) for the Respiratory Care of the Newborn Infant. September 2009. ISSN 0020-1324.

[13] Foster JP, Buckmaster A, Sinclair L, Lees S, Guaran R. Nasal continuous positive airway pressure (nCPAP) for term neonates with respiratory distress. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2015, Issue 11. Art. No.: CD011962. DOI: 10.1002/14651858.CD011962.

[14] Orth M, et al. 2005. "Driving Simulator and Neuropsychological [Corrected] Testing in OSAS Before and Under CPAP Therapy". *The European Respiratory Journal*. 26, no. 5: 898-903. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16264053>

[15] Cruz, Ivo A. C., Marta Drummond, and João C. Winck. 2012. "Obstructive Sleep Apnea Symptoms Beyond Sleepiness and Snoring: Effects of Nasal APAP Therapy". *Sleep and Breathing*. 16, no. 2: 361-366.

[16] Bierens, Joost J.L.M. Drowning Prevention, Rescue, Treatment. 2014. Dostupné z: <https://ezproxy.aub.edu.lb/login?url=http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-04253-9>

[17] P B Pandit; S E Courtney; K H Pyon; J G Saslow; R H Habib. Work of Breathing During Constant and Variable Flow Nasal Continuous Positive Airway Pressure in Preterm Neonates. 1 September 2001. ISSN 0031-4005

[18] JG Saslow; GK Arnold; PB Pandit; RH Habib. Lung recruitment and breathing pattern during variable vs. continuous flow nasal continuous positive airway pressure in premature infants: An evaluation of three devices. February 2001. [online] dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11158463>

[19] Morley, C, Lau, R, De Paoli, A, and Davis, P. Nasal Continuous Positive Airway Pressure: Does Bubbling Improve Gas Exchange? *BMJ Group*, n.d. Dostupné z: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1721902>

[20] R. Brooks. Which CPAP Mask is Best for Your Patient? Pros & Cons of Various Mask Types. 20 December 2017. [Online]. Dostupné z: <https://www.aastweb.org/blog/cpap-masks-options-full-face-nasal-and-nasal-pillows>

- [21] American Academy of Sleep Medicine. CPAP benefits. 10 August 2015. [online] Dostupné z: <http://sleepeducation.org/essentials-in-sleep/cpap/benefits>
- [22] ResMed. What I CPAP Device/Therapy? [online]. Dostupné z: www.resmed.com/in/en/consumer/cpap-device/cpap-therapy.html
- [23] Sleep Apnea Guide. CPAP benefits. 13 March 2018 [Online]. Dostupné z: <https://www.sleep-apnea-guide.com/cpap-benefits.html>
- [24] Winkler Th. CPAP machines (PROS & CONS). 16 September 2015. [Online]. Dostupné z: <http://www.mysleepapneamd.com/blog/cpap-machines-pros-cons>
- [25] National Institutes of Health (U.S.). *Sleep Apnea U.S. Department of Health & Human Services* 5 January 2016. [Online]. Dostupné z: <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/sleep-apnea>
- [26] PANDIT, P. B., S. E. COURTNEY, K. H. PYON, J. G. SASLOW a R. H. HABIB. Work of Breathing During Constant- and Variable-Flow Nasal Continuous Positive Airway Pressure in Preterm Neonates. *PEDIATRICS*. 2001, 108(3), 682-685. DOI: 10.1542/peds.108.3.682. ISSN 0031-4005.
- [27] National Instruments. What's LabVIEW?. [Online]. Dostupné z: <http://www.ni.com/cs-cz/shop/labview.html>
- [28] National Instruments. USER GUIDE NI USB-6008/6009. 371303N-01. 15 July 2015. <<http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>>
- [29] OMEGA User's Guide. [Online]. Dostupné z: <https://assets.omega.com/manuals/M5372.pdf>>
- [30] Tison, S. A. 1996. "A Critical Evaluation of Thermal Mass Flow Meters". *JOURNAL OF VACUUM SCIENCE AND TECHNOLOGY A VACUUMS SURFACES AND FILMS*. 14, no. 4: 2582-2591. [Online]. Dostupné z: <https://avs.scitation.org/doi/10.1116/1.579985>
- [31] MATRIX. Uživatelská příručka. [Online]. Dostupné z: <https://www.tme.eu/Document/97bb62e62d9bd3aff28f9cbb01722c5f/INSTR-MPS-3005L-3%20-%20CZ.pdf>
- [32] Instruction manual KAL 84 calibration device. halstrup-walcher GmbH. December 2015. 7100.003554. [online] Dostupné z: https://www.halstrup-walcher.de/halstrup-walcher-wAssets/docs/betriebsanleitungen/EN-Manuals/measuring-technology/Manual_KAL84.pdf
- [33] Vair MEDICAL. Infant flow SiPAP systems. [Online]. Dostupné z: <https://www.vyair.com/intl/our-products/respiratory-care/mechanical-ventilation/neonatal-ventilation-solutions/infant-flow-sipap-system>

- [34] O'Brien, Karel, Campbell, Craig, Brown, Leanne, Wenger, Lisa, and Shah, Vibhuti. Infant Flow Biphasic Nasal Continuous Positive Airway Pressure (BP – NCPAP) Vs. Infant Flow NCPAP for the Facilitation of Extubation in Infants' \leq 1,250 Grams: a Randomized Controlled Trial. BioMed Central Ltd. BioMed Central Ltd. 4 April 2012. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2431/12/43>
- [35] M. W. GEADAH AND R. F. SEED. A ventilation monitor during demand flow CPAP. January 1997. [online] dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1365-2044.1977.tb11556.x>
- [36] Mortimore, I. L., Whittle, A. T. and Douglas, N. J. (15 November 2007). "Comparison of nose and face"
- [37] Obr. č. 1: USB-6009 pinouts [Online]. Dostupné z:
- [38] Obr.č.2: Omega FMA 5400/5500 [Online]. Dostupné z: https://www.omega.co.uk/pptst/FMA1700A_1800A.html
- [39] Obr. č. A: CPAP masks [Online]. Dostupné z: <https://snoringabc.com/types-of-cpap-masks/>

Příloha 1: Dokument k měření



**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ
ČVUT V PRAZE**

PROTOKOL MĚŘENÍ

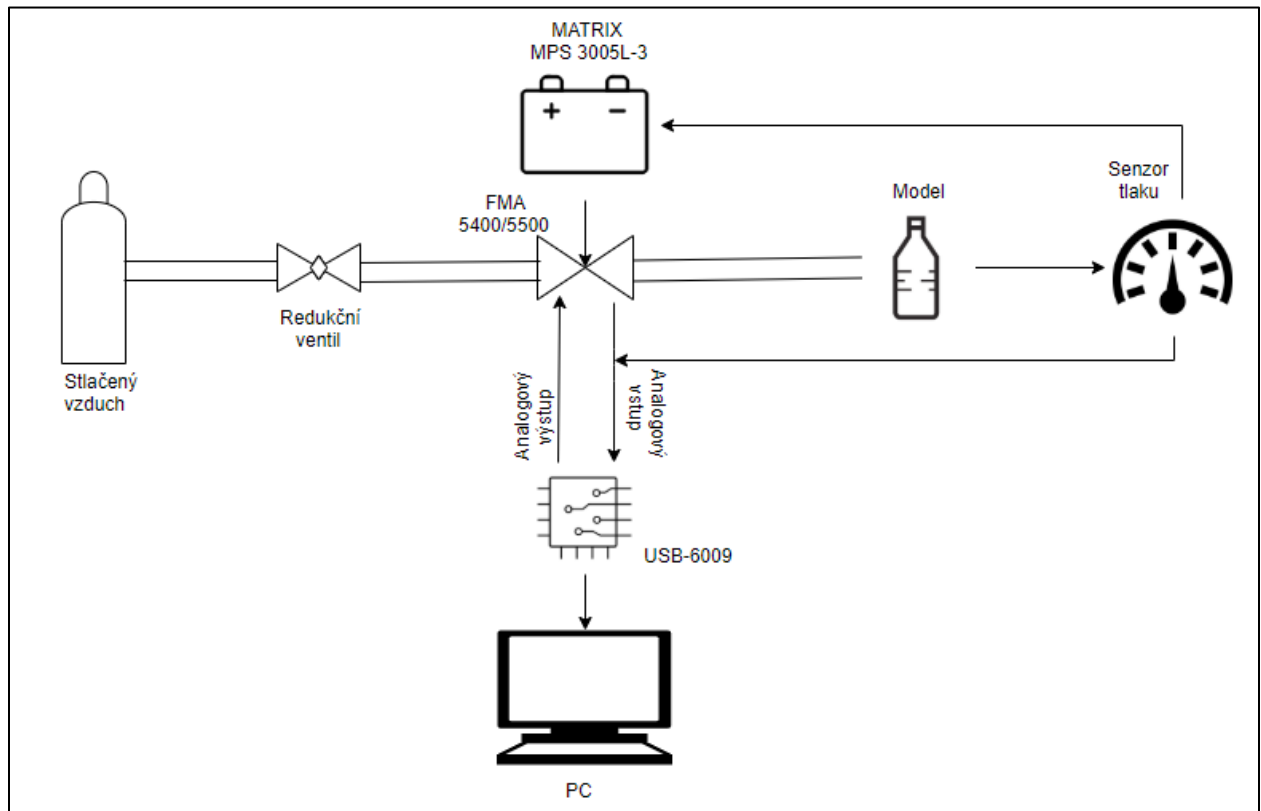
Ventilátor CPAP realizovaný z pneumatických komponent

Protokol vypracoval	
Jméno a příjmení:	Abdalla MASSAD
Studijní program	Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor	Biomedicínský technik
Sériové číslo a celkový počet stran protokolu	
Sériové číslo:	Protokol-17PBBBBP-0001-MASSAD-15-04-2019
Celkový počet stran:	5
Místo a datum provedení měření	
Datum / místo měření:	15. 04. 2019 / KL: A-9, FBMI, ČVUT v Kladně

Autor: *Abdalla Massad*
Vedoucí: *doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.*

1. Použité přístroje a pomůcky

- MASS FLOW CONTROLLER FMA 5400/5500 OMEGA
- Zdroj napětí Matrix MPS-3005L-3
- NI-DAQ USB-6009
- Notebook + LabView 2018
- Připojovací hadička
- Tlakový senzor
- KAL 84 pressure calibrator



Obr. č. 1: Schéma zapojení

2. Příprava k měření

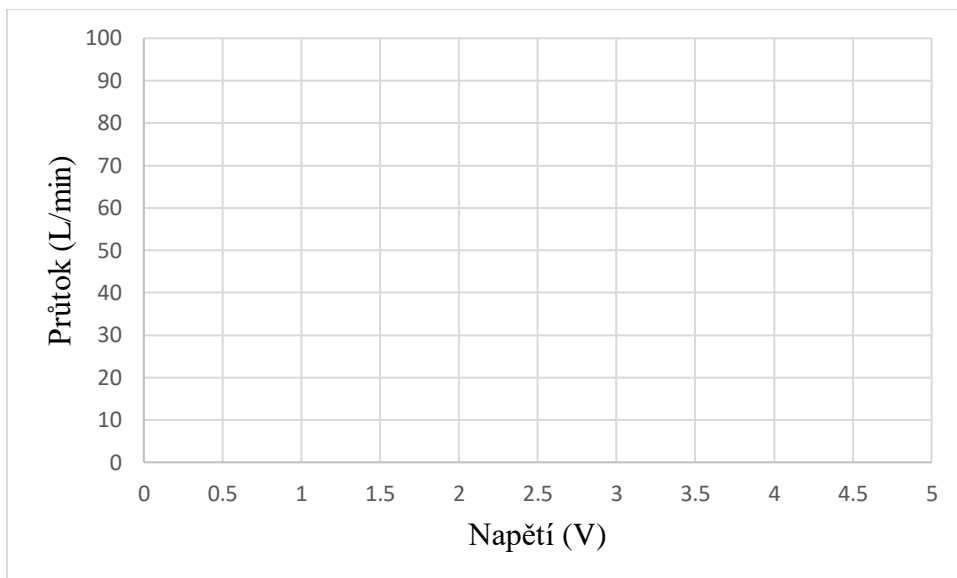
a) Změření chování řízeného ventilu FMA 5400/5500.

- Zapnout program LabVIEW.
- Připojit NI USB-6009 do počítače.
- Připojit konektory SETPOINT (8 a 10) sériového portu ventilu FMA 5400/5500 k analogového výstupu USB-6009.
- Připojit konektory POWER SUPPLY (5 a 7) sériového portu ventilu FMA 5400/5500 do napájecího zdroje MPS 3005L-3.
- Zapnout MPS 3005L-3 a nastavit hodnotu napětí na 12 V.
- Otevřít zdroj vzduchu.
- Nechat si zahřát FMA5400/5500 15 min než začít měřit.
- Řídící napětí na začátku nastavit na 0 V a dál zvýšit o 0,5 V a zaznamenat hodnoty až do 5 V.
- Ze získaných hodnot sestrojít graf závislost průtoku na napětí.

Tabulka č. 1: Tabulka naměřených hodnot průtoku pro různé hodnoty napětí.

Číslo měření	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Napětí (V)											
Průtok (L/min)											

Komentář:



Graf č. 1: Závislost průtoku na řídicím napětí

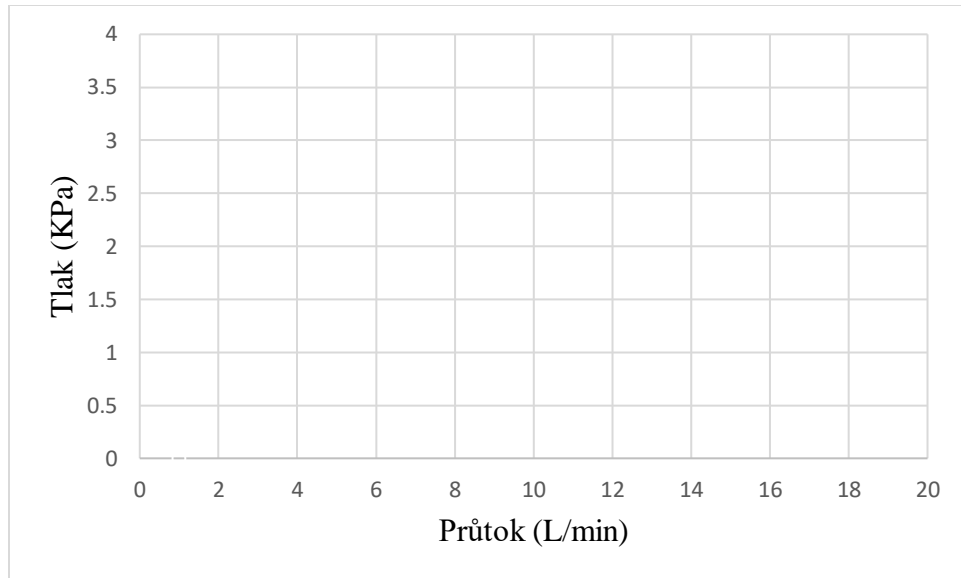
b) Změření tlaku v používaném modelu.

- Kalibrování senzoru tlaku pomocí kalibračního přístroje KAL 84.
- Připojit model plíce do výstupního otvoru FMA 5400/5500.
- Ujistit se zapojení tak, aby nebyl žádný únik vzduchu.
- Na modelu správně umístit tlakový senzor.
- Tlakový senzor opět připojit do analogového vstupu USB-6009, aby se načítalo hodnoty tlaku v programu LabVIEW.
- Sestrojit graf závislosti tlaku v modelu na průtoku.

Tabulka č.2: Změřené hodnoty tlaku v modelu pro různé průtoky.

Číslo měření	1	2	3	4	5	6
Průtok (L/min)						
Tlak (Pa)						

Komentář:

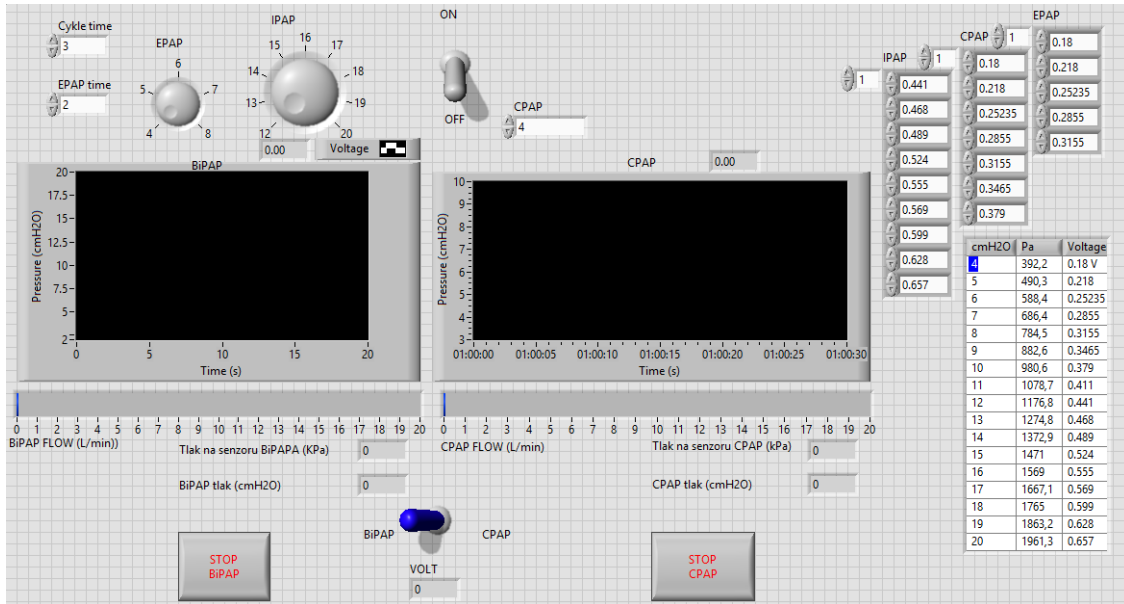


Graf č. 2: Závislost tlaku průtoku

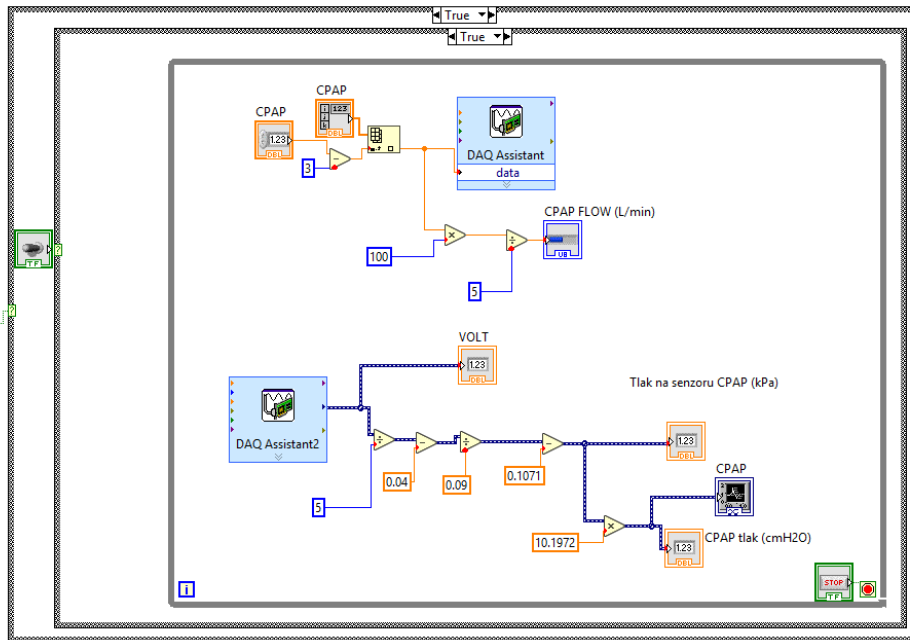
3. Ukončení měření

- Zavřít zdroj vzduchu.
- Vypnutí zdroje napájecího napětí MPS 3005L-3 a programu LabVIEW.
- Odpojit všechny kabely od zdroje, sériového portu a z karty USB-6009.

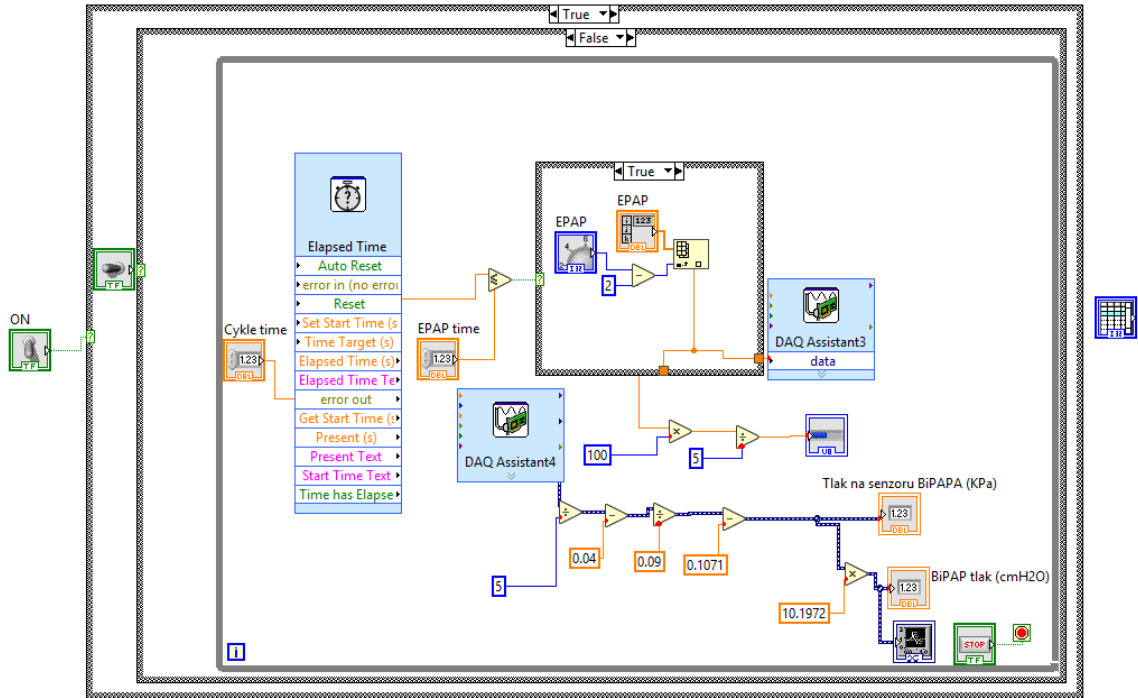
Příloha 2: Ovládací panel a blokový diagramy



Obr. 1: Hlavní ovládací panel. Fotografie: autor



Obr. 2: Blokový diagram CPAP. Fotografie: autor



Obr. 3: Blokový diagram BiPAP. Fotografie: autor



CPAP-BiPAP
ventilator.vi

Příloha 3: Obsah přiloženého CD

- Klíčová slova.pdf
- Abstrakt česky.pdf
- Abstrakt anglicky.pdf
- Zadání bakalářké práce.pdf
- Vypracovaná bakalařská práce.pdf