



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Simulátor plic novorozence

Newborn lung simulator

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická
technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Petra Sýkorová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Kladno 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Petra Sýkorová**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Simulátor plic novorozence**
Téma anglicky: Newborn lung simulator

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

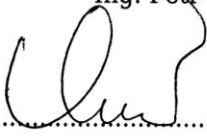
Navrhňte a realizujte prototyp simulátoru novorozeneckých plic pro testování CPAP podpůrných ventilačních systémů. Simulátor musí umožnit reprezentaci fyziologických a patofyziologických stavů plicní mechaniky, produkci CO₂ a řízení spontánní dechové aktivity. Prototyp simulátoru otestujte v laboratorním prostředí.

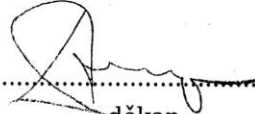
Seznam odborné literatury:

- [1] Zbyněk Škvor, Akustika a elektroakustika, ed. 1., ČVUT, 2009, ISBN 978-80-01-05034-7
- [2] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [3] Silbernagl, S., Despopoulos, A., Atlas fyziologie člověka, ed. 6, Grada Publishing, 2004, 448 s., ISBN 978-80-247-0630-6

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Simulátor plic novorozence“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 17. 5. 2018

.....

Petra Sýkorová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala Ing. Petru Kudrnovi Ph.D. za cenné rady při vypracování mé práce.

ABSTRAKT

Simulátor plic novorozence

Cílem práce je navrhnout a zrealizovat simulátor plic novorozence kompatibilní s podpůrným ventilačním systémem CPAP.

Simulátor je určen pro výzkum a výuku na Fakultě biomedicínského inženýrství a lze jím realizovat fyziologické frekvence dechů novorozence, anomálie dechů a změnu poddajnosti plic. Software simulátoru lze dále rozvíjet a doplňovat o další dechové anomálie.

Základními komponentami navrženého simulátoru jsou: pasivní dvoukompartmentový model novorozeneckých plic, servomotor realizující spontánní dýchání a patologické jevy dechové aktivity a platforma Arduino, pomocí které je servomotor ovládán.

Klíčová slova

Arduino, simulátor plic novorozence, servomotor

ABSTRACT

Newborn lung simulator

The aim of the project is to create and implement a newborn probe lung simulator compatible with CPAP ventilation technology.

The simulator is designed for research and for the education purpose at the Faculty of biomedical engineering. The simulator is able to perform physiological breathing frequencies, breathing anomalies and a change in lung compliance. Its software is easily extendible, e.g., by adding another breath anomalies.

The core components are: pasiv two-compartment model of the newborn lung, servomotor which is realizing the spontaneous breathing and Arduino platform which is controlling the servomotor.

Keywords

Arduino, newborn lung simulator, servomotor

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	10
1.1 Parametry dechu novorozence	10
1.2 Plicní onemocnění novorozenců	13
1.2.1 Syndrom dechové tísně.....	13
1.2.2 Bronchopulmonární dysplazie.....	14
1.3 CPAP – ventilační podpora	14
1.4 Simulace plicní mechaniky novorozence	16
1.4.1 Pasivní modely plicní mechaniky.....	17
1.4.2 Aktivní modely plicní mechaniky	19
1.4.3 Dílčí závěr	21
2 Cíle práce	22
2.1 Požadavky na simulátor	22
3 Návrh prototypu simulátoru plic	23
3.1 Návrh celkového konstrukčního řešení	23
3.2 Ovládání modelu pomocí platformy Arduino	24
4 Realizace prototypu simulátoru plic	25
4.1 Nosná konstrukce	25
4.2 Plicní laloky.....	25
4.3 Servomotor	26
4.4 Mikroprocesor Arduino Mega 2560.....	27
4.4.1 Hardware simulátoru	27
4.4.2 Software simulátoru.....	28
4.5 Dávkování CO ₂ do modelu.....	29
4.6 Finální realizace prototypu simulátoru.....	30
5 Testování prototypu simulátoru	31
5.1 Testy prototypu bez připojení na CPAP ventilátor	31
5.2 Testy prototypu s připojením na CPAP ventilátor	33
5.3 Testy připojení prototypu na CPAP ventilátor a dávkování CO ₂	35

6	Diskuze.....	37
6.1	Testování spontánního dýchání.....	37
6.2	Testování připojení simulátoru na CPAP ventilátor	38
6.3	Testování změny poddajnosti.....	38
6.4	Testování anomálií dechové aktivity.....	38
6.5	Testování dávkování a eliminace CO ₂	39
6.6	Testování synchronizovaného režimu na CPAP přístroji Medijet.....	39
7	Závěr	40
	Seznam použité literatury	41
	Seznam obrázků.....	44
	Seznam příloh.....	45
	Příloha A: Návod k použití ovládání simulátoru plic novorozence.....	46
	Příloha B: Kód v programu Arduino – simulace spontánního dýchání.....	47
	Příloha C: Kód v programu Matlab – vyhodnocení dat.....	53

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů – seřazeno abecedně

Symbol	Jednotka	Význam
C	mL/cmH ₂ O	poddajnost (compliance)
CPAP	cmH ₂ O	kontinuální pozitivní tlak v dýchacích cestách (continuous positive airway pressure)
CO ₂	%	podíl oxidu uhličitého ve směsi (CO ₂)
PEEP	cmH ₂ O	pozitivní tlak na konci expira (positive end expiratory pressure)
petCO ₂	%	parciální tlak oxidu uhličitého ve vydechaném vzduchu (partial pressure of exhaled CO ₂)
PIP	cmH ₂ O	maximální tlak inspiria (peak inspiratory pressure)
PTEF	L/(min·kg)	minimální hodnota expiračního průtoku dechu (peak tidal expiratory flow)
PTIF	L/(min·kg)	maximální hodnota inspiračního průtoku dechu (peak tidal inspiratory flow)
q	L/min	průtok (flow)
R	cmH ₂ O · s/L	průtočný odpor (flow resistance)
RR	1/min	dechová frekvence (respiratory rate)
t _E	s	expirační čas (expiration time)
t _I	s	inspirační čas (inspiration time)
t _{ptef}	s	čas k dosažení minimální hodnoty expiračního průtoku dechu (time to peak tidal expiratory flow)
VE	L/min	minutová ventilace (minute ventilation)
V _T	mL/kg	dechový objem (tidal volume)

Seznam zkratk – seřazeno abecedně

Zkratka	Význam
BPD	bronchopulmonární dysplazie
CLD	chronická plicní nemoc
RDS	syndrom akutní dechové tísně novorozence

1 Úvod

V klinické praxi existuje mnoho medicínských přístrojů, přičemž všechny musí být před uvedením do provozu testovány, aby byla eliminována nefunkčnost přístroje. Z tohoto důvodu se využívají simulátory, nebo testery s různou úrovní sofistikovanosti, která závisí na charakteru konkrétního použití.

V případě přístrojů pro umělou plicní ventilaci jsou simulátory nejčastěji využívány k ověřování nastavených parametrů ventilátoru a zároveň k ověření ventilátorem měřených veličin, jako jsou např. parametry plicní mechaniky. Až po kontrole a nastavení správných parametrů je pacient připojen k ventilátoru.

Další oblastí využití simulátorů respirační soustavy je výuka a trénink pracovníků s ventilační technikou. Velmi významnou oblastí je také výzkum a vývoj zdravotnické techniky, zejména umělé plicní ventilace.

V současnosti jsou dostupné různé typy ventilační podpory, jimiž lze eliminovat následky plicních poruch, a tím předejít úmrtí [1], [2]. Jedna z nejpoužívanějších ventilačních podpor v současné době je typu CPAP (continuous positive airway pressure), která při léčbě novorozenců zajišťuje hojně používaný kontinuální přetlak v dýchacích cestách. Tuto ventilační podporu lze použít pouze za předpokladu, že jedinec spontánně dýchá a cílem je udržení stabilního nenulového tlaku po ukončení expira [3].

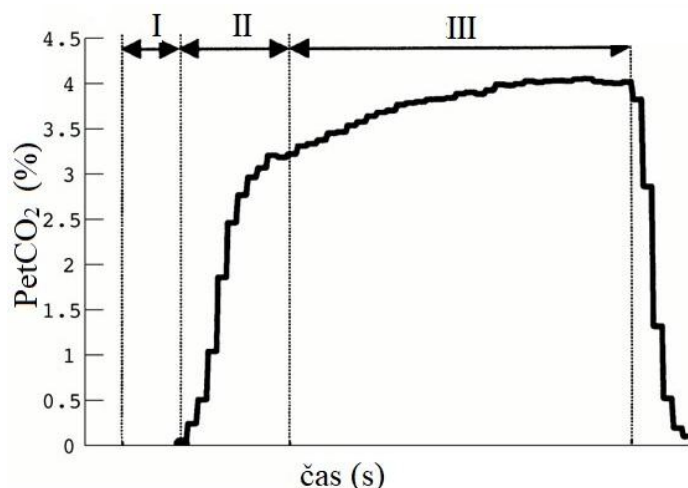
Na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze jsou vyvíjeny aplikátory pro ventilační CPAP podporu [1], [4]. Pro otestování vlastností nových prototypů aplikátorů je zapotřebí simulátor, který umožní velmi jemné nastavení parametrů plicní mechaniky pro určení přesnosti a citlivosti aplikátoru.

Cílem této práce je proto navrhnout a realizovat simulátor plic novorozence kompatibilní s ventilační podporou typu CPAP. Simulátor musí být schopný simulovat fyziologické a patofyziologické změny dechové aktivity novorozence za předpokladu spontánního dýchání a rychlých změn parametrů plicní mechaniky novorozence.

1.1 Parametry dechu novorozence

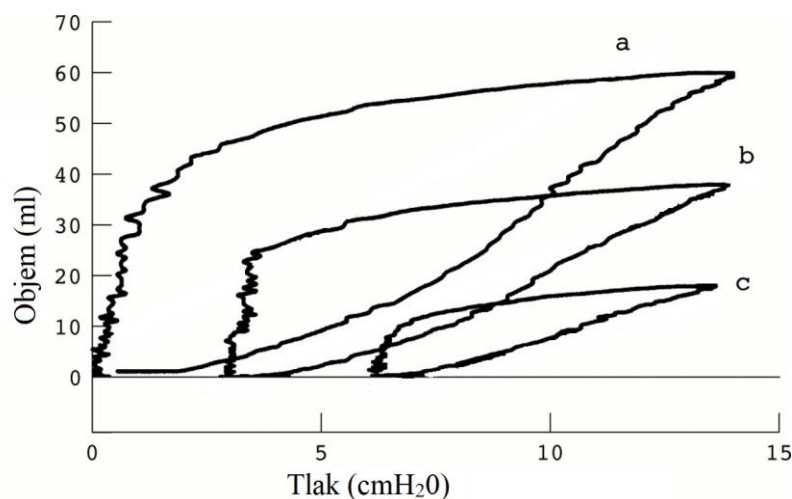
Novorozenecká dechová aktivita je definována řadou parametrů, přičemž z hlediska simulace dechové aktivity patří mezi nejdůležitější parametry dechový objem pohybující se kolem 5-8 ml/kg a dechová frekvence 40-60 dechů/min [5], [6]. Průběh dechu novorozence se obvykle zobrazuje např. pomocí křivky parciálního tlaku CO₂ ve vydechaném vzduchu (petCO₂, obrázek 1) nebo pomocí křivky závislosti dechového objemu na tlaku v plicích, obrázek 2.

Na obrázku číslo 1 lze pozorovat tři fáze křivky CO_2 . Ve fázi I. opouští plyn z anatomického mrtvého prostoru dýchací cesty. Dále následuje náběžná hrana CO_2 , která ve fázi II. znázorňuje promíchání plynu v alveolárním prostoru s plynem v mrtvém prostoru. Ve fázi III. dochází k výdechu čistě alveolárního plynu. Tato fáze se zřetelně projevuje až u kojenců od 6 měsíce věku. Během prvního roku věku nejrychleji narůstá počet alveol, které poté dorůstají až do dospělosti [6]. U předčasně narozených dětí se tato fáze neprojevuje, ale u novorozenců je fáze III. (plató) již částečně pozorovatelná [7].



Obrázek 1: Křivky závislosti petCO₂ na čase u novorozenců [7] - upraveno

Na obrázku 2 jsou zobrazeny objemově-tlakové křivky při různém nastavení pozitivního tlaku v dýchacích cestách na konci expira (PEEP - positive end expiratory pressure). Maximální dosažený dechový objem je u jednotlivých křivek rozdílný, jelikož v plicích při vyšším nastaveném PEEP na konci výdechu zůstává více vzduchu, který zabraňuje kolapsu plicních sklípků. Dechový objem se tedy zmenšuje se zvyšujícím se PEEP.



Obrázek 2: Křivka závislosti tlaku v plicích na dechovém objemu. PEEP nastaven na (a) 0 cmH₂O, (b) 3 cmH₂O a (c) 6 cmH₂O [7] - upraveno

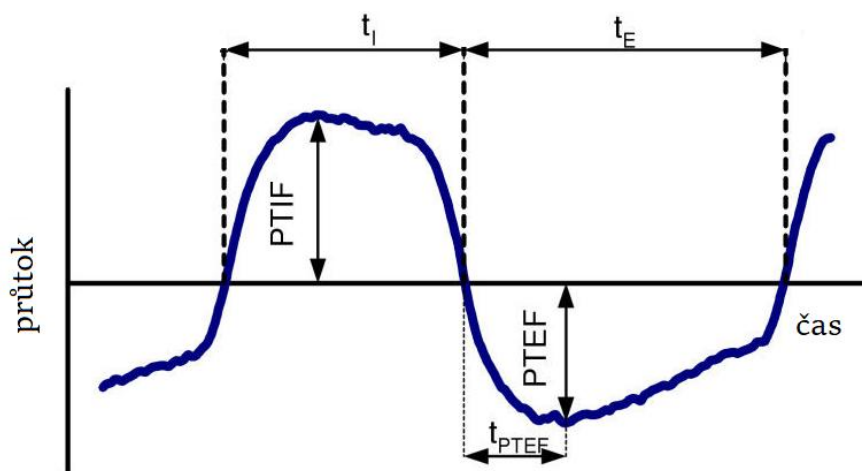
Nenulovou hladinu PEEP je důležité zajistit hlavně pro jedince, u kterých byla diagnostikována respirační choroba vyznačující se nedovyvinutím plic např. syndrom dechové tísně - RDS (respiratory distress syndrom), bronchopulmonární dysplazie - BPD (bronchopulmonary dysplasia), či pro jedince trpící jinými dýchacími obtížemi.

V tabulce č. 1 jsou zmíněny hodnoty parametrů dechu, které platí pro zdravého a nemocného novorozence.

Tabulka 1: Parametry dýchání zaměřené na zdravého a nemocného jedince včetně jejich odchylky [6]

Parametr	Zdravý jedinec	Jedinec trpící BPD
PTEF - minimální hodnota expiračního průtoku dechu (peak tidal expiratory flow)	0.64 ± 0.19 [L/(min·kg)]	0.82 ± 0.29 [L/(min·kg)]
PTIF - maximální hodnota inspiračního průtoku dechu (peak tidal inspiratory flow)	0.83 ± 0.20 [L/(min·kg)]	1.05 ± 0.28 [L/(min·kg)]
RR – dechová frekvence (respiratory rate)	39.2 ± 8.6 [1/min]	55.4 ± 14.2 [1/min]
t_E – expirační čas (expiration time)	0.98 ± 0.24 [s]	0.72 ± 0.22 [s]
t_I – inspirační čas (inspiration time)	0.65 ± 0.14 [s]	0.45 ± 0.11 [s]
t_{ptef} – čas k dosažení minimální hodnoty expiračního průtoku dechu (time to peak tidal expiratory flow)	0.24 ± 0.09 [s]	0.18 ± 0.11 [s]
VE (minute ventilation)	215 ± 51.7 [mL/(min·kg)]	276 ± 76.8 [mL/(min·kg)]
V_T – dechový objem (tidal volume)	5.57 ± 1.06 [mL/kg]	11.6 ± 2.8 [mL/kg]

Na obrázku č. 3 je možno pozorovat křivku závislosti průběhu průtoku na čase, která byla naměřena v experimentální části této práce.



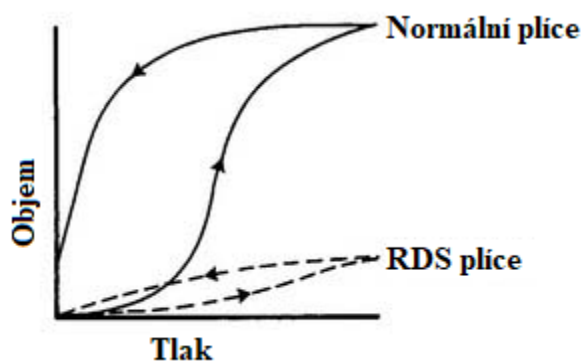
Obrázek 3: Průběhy křivek při dýchání novorozence [6] - upraveno

1.2 Plicní onemocnění novorozenců

Především u časně narozených novorozenců jsou plicní onemocnění velmi častá. Proto jsou v následujících podkapitolách zmíněny jedny z nejběžnějších onemocnění, které je možno pomocí různých ventilačních podpor léčit.

1.2.1 Syndrom dechové tísně

RDS (Respiratory distress syndrom) neboli syndrom dechové tísně je akutní plicní onemocnění, způsobené nedovynutím plic (jak po anatomické stránce, tak i po stránce funkční). Nemocnému jedinci chybí pneumocyty II. druhu, které obsahují váčky s plicním surfaktantem snižujícím povrchové napětí alveol. Plicní surfaktant taktéž zajišťuje, aby v plicích při výdechu nedocházelo ke kolapsu alveol [8]. RDS postihuje především předčasně narozené jedince, kterým se plicní surfaktant ještě nestihl utvořit. Toto onemocnění lze rozeznat z objemově tlakových křivek (viz Obrázek 4). Následkem nízké poddajnosti plic je jedinec schopen do plic pojmout mnohem méně vzduchu, než zdravý jedinec. Pro udržení stejného dechového objemu jako u zdravých jedinců by nemocní jedinci museli překonat mnohem větší tlak v plicích, což by mohlo vést k poškození plicní tkáně [8].



Obrázek 4: Objemově-tlakové křivky dechu zdravého a nemocného jedince [33]- upraveno

1.2.2 Bronchopulmonární dysplazie

Bronchopulmonární dysplazie (BPD – bronchopulmonary dysplasia), nově též označována jako chronická plicní nemoc (CLD – chronic lung disease), je dlouhodobé chronické postižení plic, které se u jedince po 28. dnu života projevuje přetrvávající závislostí na dodávaném kyslíku, nebo na ventilační podpoře. Důvodem závislosti je neschopnost dostatečně vyvinout dechovou aktivitu. Tato nemoc se často projevuje u jedinců léčených s RDS. Nepostihuje ovšem jen ty, kteří byli po porodu připojeni na plicní ventilaci, ale i nedonošené jedince [9].

Nejčastěji je tato nemoc komplikací pro novorozence vážící méně než 1 kg [10]. BPD se projevuje příznaky dechové tísně a jedinec trpící touto nemocí má anatomickou a funkční nezralost plicní tkáně [11].

1.3 CPAP – ventilační podpora

Jednou z nejrozšířenějších podpůrných neinvazivních ventilačních metod je tzv. kontinuální pozitivní přetlak v dýchacích cestách neboli CPAP (continuous positive airway pressure). CPAP se hojně využívá u novorozenců a dětí trpících RDS nebo apnoe (opakovaná zástava dechu po dobu až 10 s nejčastěji během spánku) [12]. Její snahou je udržovat otevřené dýchací cesty a bránit kolapsu plicních sklípků během expirace. Metodou CPAP nelze plně nahradit umělou plicní ventilaci (jelikož je zapotřebí, aby jedinec spontánně dýchal), ale její snahou je umožnit novorozenci dosažení normálního objemu a oxygenace plic [13].

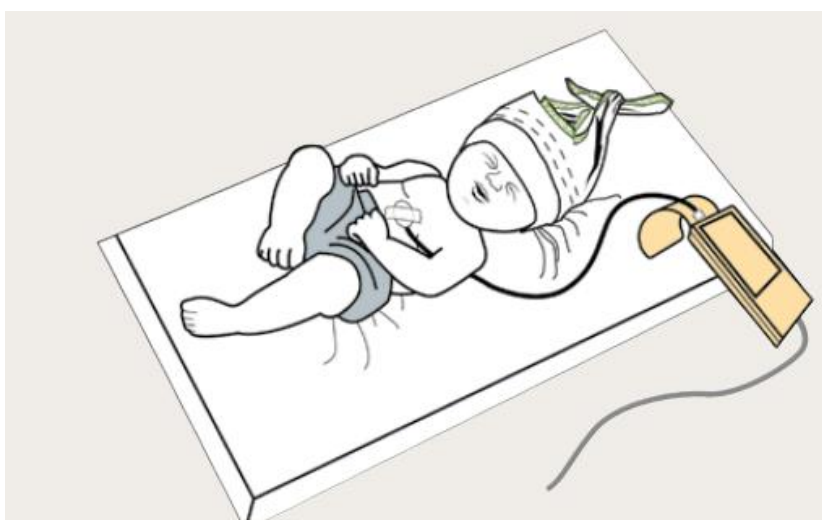
Metodu CPAP lze použít i pro synchronizované dýchání. V takovém případě je pro detekci apnoe zapotřebí měřit tlak v dýchacích cestách. Pomocí aplikátoru nebo abdominálního senzoru lze rozpoznat, zda jedinec spontánně dýchá.

Aplikátor (viz Obrázek 5), umístěný před vstupem do dýchacích cest, měří změny tlaků na vstupu a výstupu z dýchacích cest [3]. Druhou možností je respirační

abdominální senzor (viz Obrázek 6), který se umístí na břicho novorozence a zaznamenává pohyb bránice [3].



Obrázek 5: Aplikátor CPAP – převzato z [34]



Obrázek 6: Respirační abdominální senzor a jeho umístění – převzato z [3]

Výhodou aplikátoru je měření tlaku na vstupu do dýchacích cest a tedy dřívější detekce apnoe. Abdominální senzor je umístěný na břicho novorozence a díky pohybu bránice dokáže zaznamenat dechovou aktivitu pacienta, a tím i detekovat apnoe, nebo nízkou dechovou frekvenci. Problémem u abdominálního senzoru může být nepřesné umístění na tělo pacienta a tím i nepřesné snímání.

Přístroje používané pro ventilační podporu mají většinou možnost volby několika módů. V této práci jsou použity módy kontinuálního pozitivního přetlaku v plicích využívajícího dvě různé hladiny tlaků (duoPAP - dual positive airway pressure) a neinvazivního kontinuálního pozitivního přetlaku v plicích (nCPAP – non invasive continuous airway pressure). NCPAP mód lze nastavit pouze na jednu hodnotu tlaku, která se liší v závislosti na velikosti, věku, hmotnosti a jiných parametrech pacienta. Mód duoPAP se využívá především pro rychlejší eliminaci CO_2 z plic novorozence. Použití tohoto módu je realizováno kontinuálním prouděním vzduchu do plic, aby se v nich držel předem nastavený tlak. U duoPAPu volí uživatel dva různé tlaky (horní a

dolní mez), mezi kterými se tlak pohybuje [14]. Oba módy jsou používány pro léčení respiračních onemocnění, ale mód duoPAP umožňuje vyšší dechovou podporu díky kombinování dvou nCPAP režimů.

1.4 Simulace plicní mechaniky novorozence

Simulátor plic novorozence je model, který umožňuje simulaci dechové aktivity, produkci CO₂, ale především i parametrů plicní mechaniky, které odpovídají fyziologickým hodnotám plic novorozence. Z praktického hlediska jsou důležité především průtočný odpor (R) a poddajnost (C).

Průtočný odpor je definován jako změna tlaku při určitém průtoku.

$$R = \frac{\Delta p}{q} \quad [cmH_2O \cdot s/l; cmH_2O; l/s]$$

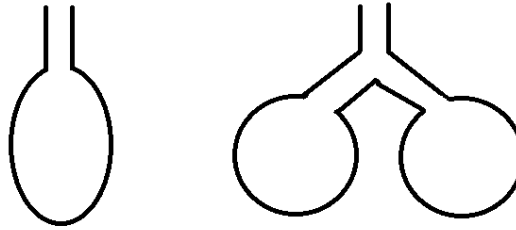
Mezi nejběžnější realizace průtočných odporů u modelů patří parabolické rezistory, které jsou také nazývány clony. Jedná se o lokální zúžení profilu trubice, která jsou tvořena tenkými přepážkami s malými otvory uprostřed [15]. Tento prvek slouží ke konstantnímu zvýšení odporu dýchacích cest.

Poddajnost modelu je určena jako poměr změny objemu a změny interpleurálního tlaku, který tuto změnu způsobil. Požadované poddajnosti modelu je dosaženo pomocí vhodně zvolených vlastností použitého materiálu (sklo, elastický materiál), anebo konstrukcí modelu (rozdílný objem, tvar modelu).

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad [ml/cmH_2O; ml; cmH_2O]$$

Dalším důležitým parametrem pro vytvoření simulátoru plic je velikost dechového objemu novorozence (V_T), který se liší podle velikosti pacienta, věku, atd. U novorozence jsou hodnoty objemů výrazně nižší, než u dospělého člověka. U novorozence s přibližnou hmotností 1 kg se pohybují fyziologické hodnoty celkového objemu modelu plic kolem 150 ml, z toho 70 - 90 ml je funkční kapacita plic, 5 - 8 ml dechový objem a 30 ml rezervní inspirační objem [6]. Stejně tak lze stanovit produkci oxidu uhličitého (CO₂), která je přibližně 9 ml/min [16]. Přesná hodnota parametrů opět záleží na věku, velikosti, hmotnosti pacienta a jiných parametrech.

Simulátory plic lze dělit dle několika kritérií. Jedním z nich je fyziologická relevance, kde jsou rozlišovány jednokompartmentové a dvoukompartmentové modely. Jednokompartmentové modely (viz Obrázek 7) simulují pouze jednu plíci [17], [18], zatímco dvoukompartmentové modely [19], [20] se skládají z dvou plicních laloků a lze tak simulovat obě plíce najednou.



Obrázek 7: Schematický model plic novorozence
Vlevo jednokompartmentový model plic, vpravo dvoukompartmentový model plic

Modely lze dále rozdělit dle simulačních schopností na pasivní a aktivní [21]. Zásadní výhodou aktivních modelů je schopnost simulovat spontánní dechovou aktivitu pacienta. Pasivní modely jsou dostačující pro měření objemu plic. Na druhou stranu, například při měření eliminace CO_2 , je nutné použít aktivní model simulující spontánní dýchání, neboť u pasivního modelu by k eliminaci CO_2 docházelo pomaleji, než při fyziologickém průběhu. Aktivní modely lze také použít k ověřování synchronizace dechové aktivity simulátoru s příslušným ventilátorem a díky tomu aplikování dodatečných dechů při apnoe, apod.

1.4.1 Pasivní modely plicní mechaniky

Pasivní modely jsou konstrukčně jednodušší a díky tomu je jejich výroba levnější. Lze je rozdělit na modely, které využívají pružné měchy [17], [19], [20] a na modely rigidní [22], které předpokládají konstantní hodnoty R a C . Konstantní C lze zrealizovat např. skleněnou nádobou [23] a konstantní R parabolickým rezistorem [20], [19].

V následujícím textu je uvedeno několik příkladů nejznámějších pasivních modelů plicní mechaniky. Jedním z výrobců je Fisher a Paykel Healthcare (Panmure, Nový Zéland) [18], který uvedl na trh jednokompartmentovou novorozeneckou testovací plíci (viz Obrázek 8). Model je vyrobený ze silikonu a má pevně stanovený objem. Je možné ho sterilizovat, díky čemuž ho lze využít opakovaně. Používá se především pro novorozenecký resuscitátor od stejné firmy, kde slouží k testování nastavení parametrů PEEP a PIP.



Obrázek 8: Novorozenecká testovací plíce od firmy Fisher a Paykel Healthcare – převzato z [18]

Novorozenecké testovací plíce od výrobce Galemed (Taiwan) [20] se skládají ze dvou vaků reprezentujících plicní laloky se stejnými mechanickými parametry (viz Obrázek 9). Plíce jsou vyrobeny z gumového silikonu a plastu. Je možné kombinovat rezistory, díky nimž lze měřit až 4 různé průtočné odpory. Na vstupu modelu se dále nachází monitorovací port pro měření tlaku. Nevýhodou tohoto modelu je, že nelze nastavit funkčnost pouze jednoho kompartmentu, a tím i měnit parametry poddajnosti.



Obrázek 9: Novorozenecké testovací plíce od firmy Galemed [20]

U novorozenecké testovací plíce od výrobce Imtmedical (Buchs, Švýcarsko) [24] je možno uzavřít jeden kompartment, čímž dojde ke snížení poddajnosti (viz Obrázek 10). Průtočný odpor lze regulovat pomocí stlačování přívodní trubice, jinak je konstantní stejně jako poddajnost. Výrazným nedostatkem pro použití při patologických stavech pacienta je nemožnost kontrolované regulace průtočného odporu.



Obrázek 10: Novorozenecká testovací plíce od firmy Imtmedical – převzato z [24]

Novorozenecká plíce Neolung od výrobce IngMar Medical (Pittsburgh, USA) [19] může simulovat novorozenecké plíce, má variabilní poddajnost a průtočný odpor (viz Obrázek 11). Je možno zapojit obě plíce nebo simulovat pouze jednu plíci za použití vysoko i nízkofrekvenční simulace. Obdobnou konstrukcí se vyznačuje také dvoukompartimentový novorozenecký model plic od výrobce Dräger (Magdenburg, Německo) [25].



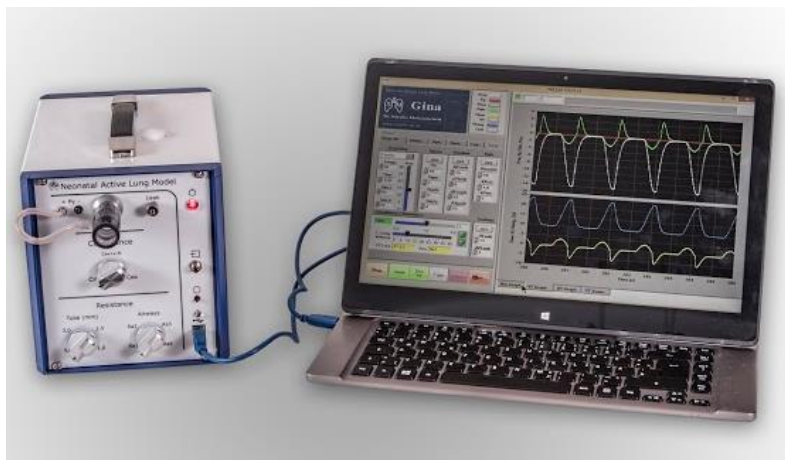
Obrázek 11: Novorozenecká plíce Neolung od firmy IngMar Medical – převzato z [19]

1.4.2 Aktivní modely plicní mechaniky

Modely aktivní mají ve velké většině stejný základ jako modely pasivní, ale navíc mohou simulovat spontánní dechovou aktivitu pacienta [21]. U těchto modelů je nutné mít externí či interní zdroj energie, který umožňuje dilataci plic při nádechu a kontrakci plic při výdechu a tím simulaci spontánního dechu. V současné době na trhu existuje pouze několik aktivních modelů plicní mechaniky.

Jedním z aktivních modelů použitelných pro výzkumné účely je novorozenecký simulátor plic Gina V3.0 (nazývaný také NALM -neonatal active lung model) od Dr. Schaller Medizintechnik (Dražďany, Německo) [26], obrázek 12. Oproti ostatním dostupným zařízením se model odlišuje dvěma možnými nastaveními poddajnosti: interní (fixní) a externí (měnitelná mezi určitými hodnotami). Taktéž průtočný odpor se zde řeší dvěma způsoby: buď použitím jedné větší endotracheální kanyly (výběr mezi různými průměry), nebo použitím několika paralelně uspořádaných menších kanyl. Na přepínači lze zvolit čtyři různé odpory dýchacích cest, které jsou pevně stanovené. Pokud je potřeba použít jiný odpor, nelze NALM použít. Model je schopen pomoci

pohyblivého pístu zajistit spontánní dýchání pacienta a umožňuje také simulaci produkce CO₂.



Obrázek 12: Simulátor plic Gina V3.0 od Dr. Schaller Medizintechnik – převzato z [26]

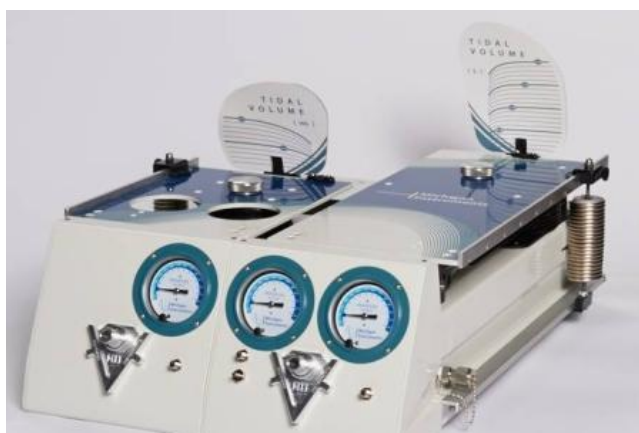
Dalším aktivním modelem plicní soustavy je simulátor plic ASL 5000 (viz Obrázek 13) od výrobce IngMar (Pittsburgh, USA) [22]. Jádrem zařízení tvoří válec s pístem zajišťující spontánní dýchání. Možný dechový objem je 2 mL až 2,4 L a maximální průtok je přes 270 L/min. Odpor dýchacích cest lze nastavit v rozsahu 3 až 500 cmH₂O·s/L, poddajnost lze volit mezi 0,5 až 250 mL/cmH₂O a frekvence spontánního dýchání může být nastavena na 0 až 150 dechů/min. Simulátor je univerzální a umožňuje simulaci širokého spektra pacientů, avšak u simulace dechu novorozenců se přístroj pohybuje na hranici nastavitelných hodnot.



Obrázek 13: simulátor plic ASL 5000 od firmy IngMar – převzato z [22]

Testovací plíce pro dospělé i novorozence od výrobce Michigan Instruments (Grand Rapids, USA) [27] umožňuje nastavení řady odporů dýchacích cest a poddajností. Přístroj lze využít i pro novorozence, ale např. pro nedonošené pacienty by

nejmenší možné dechové objemy realizovatelné tímto modelem mohly být pro relevantní simulaci příliš vysoké. Dechový objem pro novorozeneckou plíci je stanoven mezi 5 - 200 ml a reziduální objem na 70 ml. Poddajnost lze nastavit v rozmezí 0,001 - 0,01 L/cmH₂O. Průtočné odpory je možno použít pouze tři pevně stanovené: 50, 200 a 500 cmH₂O.s/L. Simulátor dále obsahuje porty pro monitorování nebo zavedení fyziologických nebo terapeutických plynů. Pomocí zapojení dospělé plíce (viz Obrázek 14: vak vpravo) k plíci kojenecké (viz Obrázek 14: vak vlevo) lze u novorozenecké plíce simulovat spontánní dýchání. Díky pevně stanoveným průtočným odporům však nelze simulovat širokou škálu nemocí, které jsou specifické pro novorozence.



Obrázek 14: Testovací plíce pro dospělé i kojence od firmy Michigan Instruments – převzato z [27]

1.4.3 Dílčí závěr

Z provedeného průzkumu vyplývá, že v současné době je na trhu k dispozici široké spektrum simulátorů plic novorozence, od pasivních po sofistikované aktivní modely, které simulují i vydechované CO₂. Nicméně, dostupné simulátory jsou uzavřené konstrukce a neumožňují tedy měnit parametry plicní mechaniky podle aktuální potřeby. Z tohoto důvodu je třeba sestavit simulátor, který bude konstrukčně řešen jako otevřený systém, kde je možné tyto parametry libovolně nastavovat. Simulátor bude použit při testování a vývoji aplikátorů u CPAP přístrojů, proto musí být schopen simulovat i velmi malé dechy, pomocí kterých bude ověřována přesnost a funkčnost aplikátoru. Předpokládá se také další využití simulátoru jak ve výzkumu a vývoji, tak při výuce na Fakultě biomedicínského inženýrství.

2 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a zrealizovat prototyp simulátoru novorozeneckých plic použitelného pro testování CPAP podpůrných ventilačních systémů, kterým by bylo možné regulovat fyziologické i patofyziologické parametry plicní mechaniky pacienta. Tento simulátor by měl být digitálně ovládán za účelem zajištění spontánního dýchání a to pomocí platformy mikrokontroléru Arduino. Posledním nutným parametrem pro navržení simulátoru je jeho schopnost simulovat produkci CO₂.

2.1 Požadavky na simulátor

Požadavky na model simulátoru plic jsou především funkční a to:

- simulace fyziologických a patofyziologických stavů novorozence
 - možnost rychlé dechové frekvence až 60 dechů/min
 - simulace poddajností až 0.0005 l/cmH₂O kvůli RDS syndromu
 - simulace průtočného odporu až 400 cmH₂O·s/l
- spontánní dýchání
 - motor – požadavek na rychlost otáčení odpovídající frekvenci 60 dechů/min
 - ovládání (software, hardware) – požadavek na jednoduchost ovládání, možnost připojení uživatelského rozhraní
- produkce CO₂
- model otevřené konstrukce s možností nastavení plicní mechaniky a parametrů
- kompatibilita s CPAP podpůrnými ventilačními systémy

3 Návrh prototypu simulátoru plic

Návrh prototypu modelu je rozdělen do 2 částí: nalezení konstrukčního řešení modelu (výběr vhodných komponentů) a vývoj softwaru pro ovládání modelu pomocí řídicí platformy Arduino.

Požadavky na funkčnost modelu byly stanoveny v kapitole 2. Konstrukční řešení simulátoru plic bylo navrženo pomocí dvoukompartmentového pasivního modelu plic, který byl zvolen, aby co nejlépe splňoval fyziologické parametry plic novorozence a zároveň umožňoval variabilitu simulovaných mechanických parametrů plic.

Dalším z požadavků na funkčnost modelu je schopnost simulátoru realizovat spontánní dýchání. Jako hybný prvek byl uvažován krokový motor s lineárním posuvem, který byl posléze kvůli svým nadměrným rozměrům, ceně a nedostatečnému zrychlení při změně směru pohybu zavržen. Jako další varianta byl zvolen servomotor, který vyhovuje požadavkům stanoveným především na rychlost otáčení motorku. S pomocí servomotoru byl z pasivního simulátoru vyroben simulátor aktivní (viz Obrázek 16).

Dále bylo třeba zvolit vhodnou platformu pro naprogramování ovládání servomotoru. Cílem bylo vybrat kompaktní jednoduchou platformu s možností následujícího přidání uživatelského rozhraní. Vybrána byla platforma Arduino, která se používá především pro malé vědecké projekty a zcela splňuje dané požadavky.

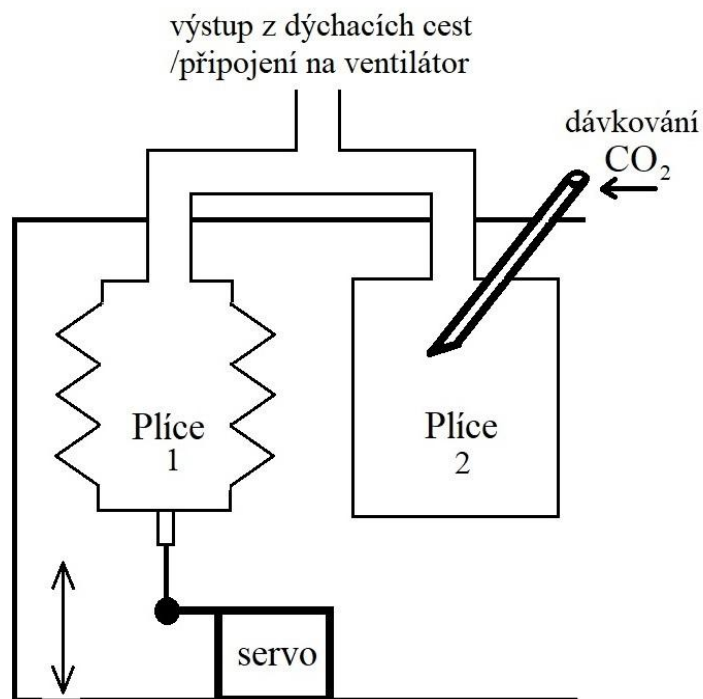
Konstrukční prvky, které byly v návrhu simulátoru použity, jsou: dvoukompartmentový model plic, servomotor, úchyt plíce k servomotoru pomocí táhla, přívod CO₂, nosná konstrukce modelu a regulace plicní mechaniky. Ovládání servomotoru bylo navrženo v programu Arduino 1.8.5. Model plic musí být dvoukompartmentový, aby dokázal simulovat relevantní fyziologické stavy parametrů plicní mechaniky.

3.1 Návrh celkového konstrukčního řešení

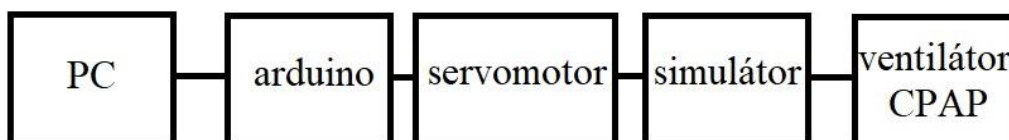
Schéma prototypu je znázorněno na obrázku 15. Ze schématu je zřetelné, že jeden plicní lalok má pevně stanovenou poddajnost a u druhého je možné provádět spontánní dýchání. Celkově je model otevřené konstrukce a jednotlivé součásti umožňují rychle měnit parametry plicní mechaniky, nebo průběhy dechové aktivity novorozence. Insuflace plynu je možná pomocí jehly a k ní připojenému zásobníku s CO₂. Regulaci průtoku plynu zajistí vhodný redukční a škrťací ventil. Regulace dechové aktivity proběhne pomocí pohybu kompartmentu, přičemž jedním z kompartmentů (plíce 1) je regulovaná dechová aktivita a druhý kompartment (plíce 2) umožní nastavení plicní mechaniky.

3.2 Ovládání modelu pomocí platformy Arduino

Platforma Arduino byla vybrána kvůli možné realizaci široké škály projektů a jednoduchému ovládání softwaru. Výhodou je snadné propojení vývojové desky s počítačem pomocí USB kabelu a možnost vytvoření uživatelského rozhraní. Pro tuto práci byla zvolena vývojová deska Mega 2560, na kterou byl připojen servomotor. Tato vývojová deska je určena pro rozsáhlejší projekty a je vysoce nepravděpodobné, že by i při dalším vývoji došlo k překročení velikosti paměti flash disku.



Obrázek 15: Schéma prototypu, celkový pohled včetně řízení



Obrázek 16: Konstrukční uspořádání modelu

4 Realizace prototypu simulátoru plic

Realizace prototypu simulátoru plic vychází z návrhu a předem stanovených funkčních požadavků (viz. kapitoly 2 a 3).

4.1 Nosná konstrukce

V prvním kroku byla sestavena nosná struktura, která se skládá ze dvou sloupů (23 x 1,5 x 1,5 cm), dvou nosníků (15 x 2 x 1 cm) a podstavce (20 x 7 cm). Celá konstrukce je vytvořena ze stavebnice Merkur (Merkurtoys, Česká republika). Nosníky byly použity kvůli ukotvení modelu plic do prostoru. Je nutné, aby kontrakce a dilatace laloků plic nebyla omezena překážkami v jejich okolí, tedy aby kolem laloků byl dostatečně volný prostor.

4.2 Plicní laloky

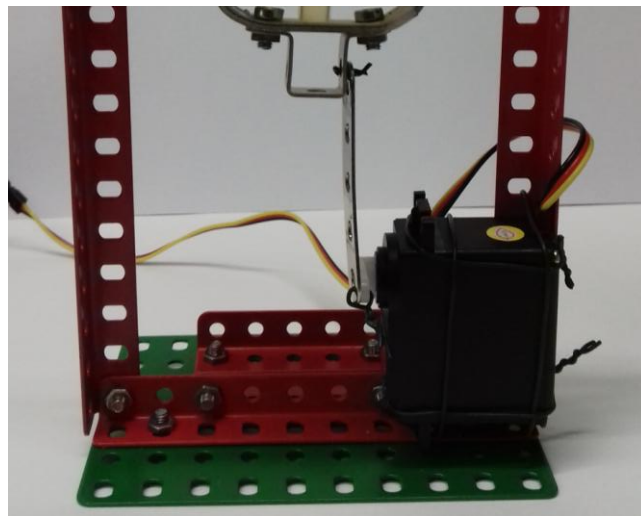
Pro potřeby simulace změn plicní mechaniky novorozence byl zvolen dvoukompartmentový novorozenecký model plic (Dräger, Německo) [25], který odpovídá fyziologickým rozměrům plíce novorozence. Do levého laloku je přivedena jehla, pomocí které lze do modelu dávkovat CO₂, a poddajnost tohoto laloku je omezena plastovým krytem. Pravý lalok má zespodu připojené uchycení, na kterém je ukotveno táhlo a to je připojené k servomotoru. Oba plicní laloky jsou ukotvené shora mezi dva nosníky tak, aby nedošlo ke kontaktu se zbytkem nosné konstrukce (viz Obrázek 17).



Obrázek 17: Detail navrženého simulátoru - uchycení dvoukompartmentového modelu plic

4.3 Servomotor

Servomotor tvoří tělo s převodovým ústrojím a motorem, u kterého lze nastavit přesný úhel pootočení a rychlost otáčení je obvykle konstantní. Pro realizaci spontánního dýchání byl zvolen analogový servomotor HS-422 (Hitec, Poway, USA), který je dostatečně výkonný a schopný realizovat posun táhla o 1° za 0,003 s při napájení 4,8 V [28] (viz Obrázek 18). Nižších rychlostí je možné dosáhnout pomocí jemného krokování pohybů s následující pauzou, přičemž velikost pauzy odpovídá požadované rychlosti pohybu servomotoru.



Obrázek 18: Ukotvení servomotoru



Obrázek 19: Otočení táhla servomotoru do krajních pozic používaných při simulacích

Servomotor je pevně ukotvený k nosné konstrukci kvůli zamezení nežádoucích pohybových artefaktů, a je ovládán pomocí mikrokontroléru platformy Arduino. Jako nástavec byla zvolena plastová páka, která je nasazena na hřídeli. Táhlo je připojené na jedné straně k páce a na druhé straně k ukotvení plíce, čímž je u levého laloku zajištěna

možnost simulace dechové aktivity. Zajištění spontánního dýchání lze snadno realizovat i pro oba plicní laloky, a to pomocí rozvětvení táhla.

Stanovení krajních poloh (viz Obrázek 19), bylo zvoleno tak, aby servomotor co nejméně vychyloval táhlo, a tím i celý simulátor.

4.4 Mikroprocesor Arduino Mega 2560

Arduino je open-source vývojová platforma založená na osmibitových mikrokontrolérech Atmel AVR [29]. Vývojové desky mohou být napájeny buď pomocí externí baterie, anebo pomocí USB kabelu, který musí být připojen do PC. USB kabel slouží také k převodu zkompilevaného kódu do mikrokontrolérů umístěných na vývojové desce. V tomto projektu je využita vývojová deska Mega2560 (viz Obrázek 20).



Obrázek 20: Vývojové desky Arduino Mega2560 – převzato z [29]

4.4.1 Hardware simulátoru

Zapojení servomotoru přes platformu Arduino je vytvořeno pomocí vodivého propojení prostřednictvím barevně odlišených kabelů (žlutá barva = signál, červená barva = napájení 5V a černá barva = GND) vedoucích ze servomotoru. Pro zprovoznění modelu je důležité dodržet použití správného pinu pro připojení jednotlivých kabelů (viz Obrázek 21), jelikož je toto nastavení očekáváno v softwaru realizujícím ovládání servomotoru.

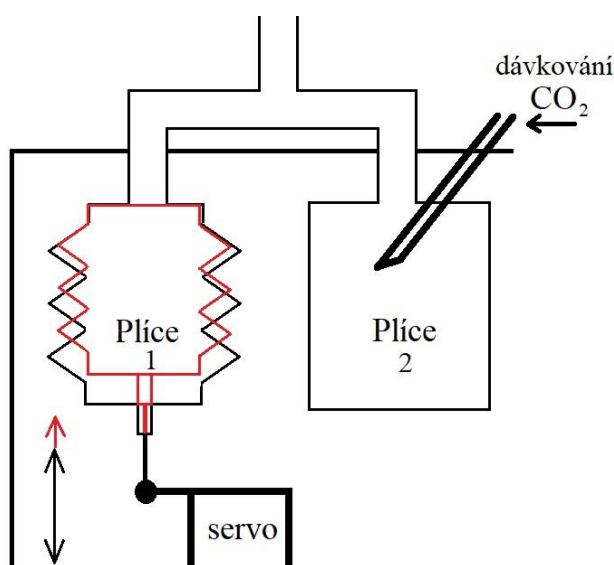


Obrázek 21: Propojení serva s Arduinem. – upraveno [29]
 Signál – pin 9, napájení – pin 5V, zemnění – pin GND

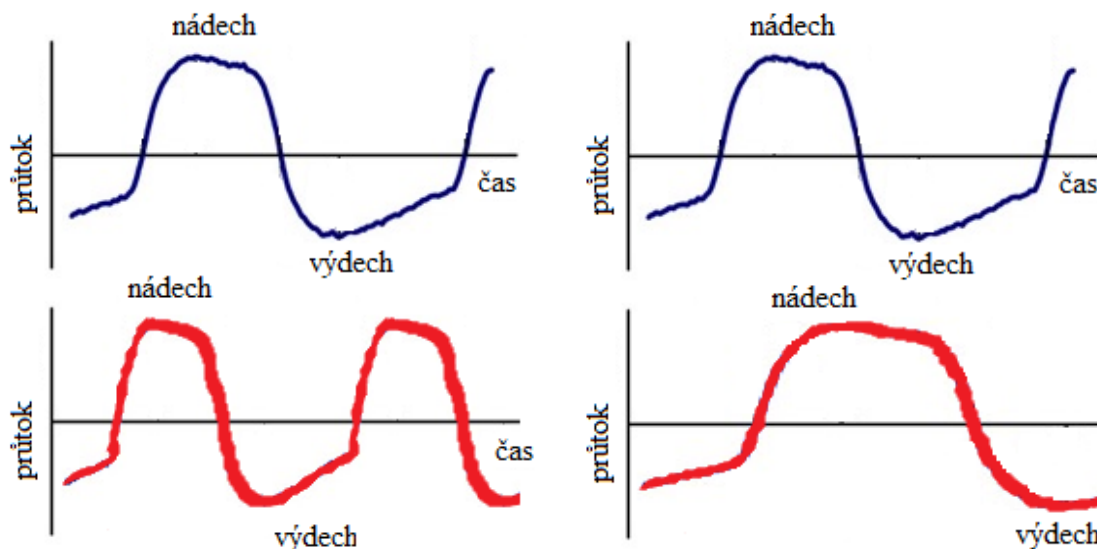
4.4.2 Software simulátoru

Vývojové prostředí Arduino 1.8.5. obsahuje řadu předdefinovaných knihoven, mezi které patří i knihovna pro ovládání otáčení servomotoru. Implementovaný ovladač simulátoru využívá knihovny Servo k realizaci pohybů servomotoru odpovídajících fyziologickému spontánnímu dýchání novorozence. Ovladač umožňuje jako parametr nastavit délku jednotlivých dechů. Je udržován konstantní poměr délky nádechu ku délce výdechu je v poměru 1:2, nádech je dále rozdělen na inspirium a plató v poměru 2:1.

Pomocí dalších parametrů je možno nastavení výskytu jednotlivých dechových anomálií a jejich pravděpodobností. V současné verzi ovladače byly naprogramovány anomálie: snížení poddajnosti modelu (viz Obrázek 22), zvýšení frekvence dechu a snížení frekvence dechu (viz Obrázek 23). Všechny parametry i anomálie mají stanovené okrajové podmínky, aby nedošlo k poškození simulátoru.



Obrázek 22: Změna poddajnosti plíce realizovaná pomocí navrženého modelu

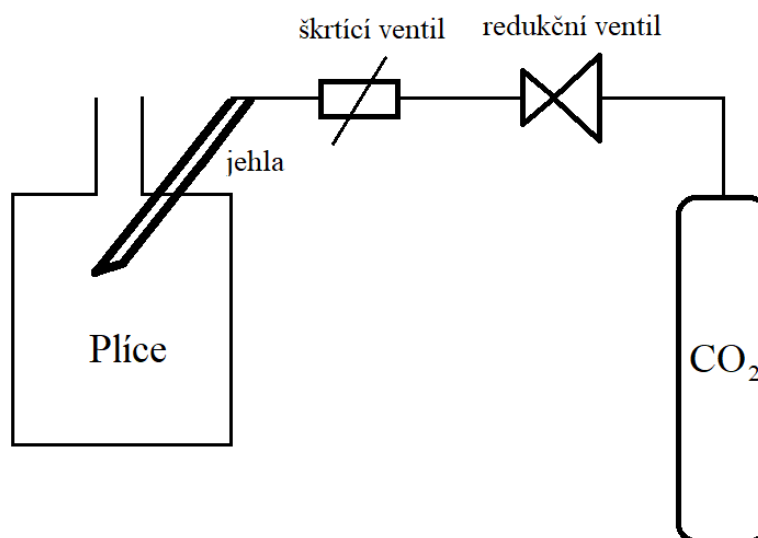


Obrázek 23: Ilustrační křivka závislosti průtoku na čase. – upraveno [6]
 Vlevo – zvýšení frekvence dechu, vpravo – snížení frekvence dechu.

Zvolená anomálie proběhne s pravděpodobností předem stanovenou uživatelem. Pro testovací účely byly dechové cykly simulovány s 50 % pravděpodobností předem nastavených anomálií.

4.5 Dávkování CO₂ do modelu

Důležitým funkčním požadavkem, který je třeba u simulátoru vyřešit, je dávkování CO₂. Přivedení tohoto plynu do simulátoru je realizováno dle schématu na obrázku 24. Do levého laloku je ze zásobníku CO₂ přiveden plyn přes redukční a škrťací ventil. Množství přivedeného plynu lze korigovat nejdříve přibližně redukčním ventilem a poté škrťacím ventilem na určitou hodnotu s přesností $\pm 0,01$ L/min. V práci bylo použito dávkování 0,02 L/min.

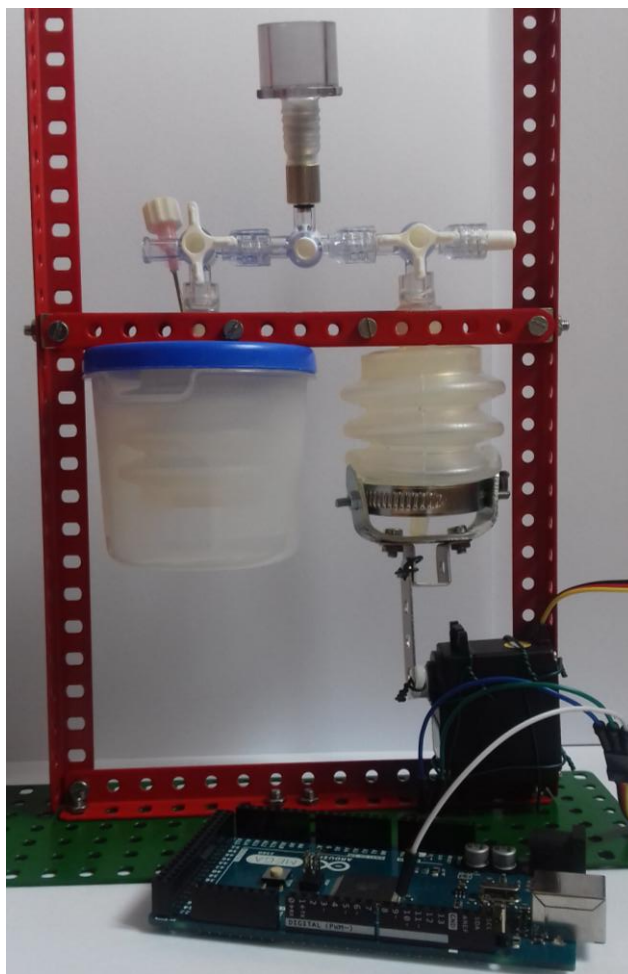


Obrázek 24: Schéma přívodu CO₂ do simulátoru

Dávkování je v čase konstantní a k míchání CO₂ dochází převážně v horní části modelu plic, což je jak pro účely měření maximálního nasycení modelu CO₂, tak pro měření eliminace CO₂ dostačující.

4.6 Finální realizace prototypu simulátoru

Pomocí komponentů popsaných v předchozím textu byl sestaven celý model. Obrázek 25 obsahuje fotografii výsledného modelu. Prototyp splňuje všechny funkční požadavky, které byly stanoveny v kapitole 2.



Obrázek 25: Realizace prototypu simulátoru plic novorozence

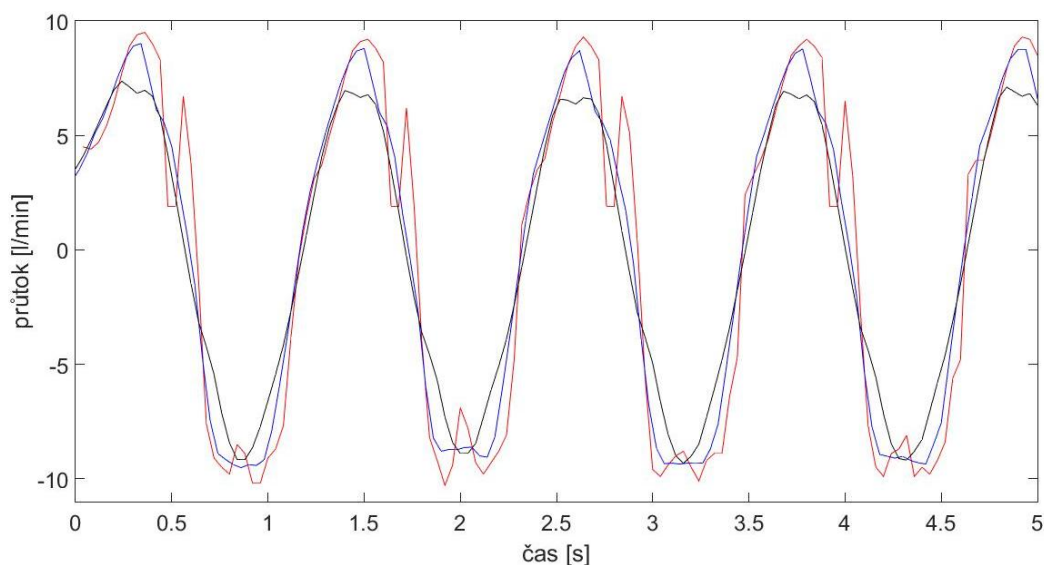
5 Testování prototypu simulátoru

Data naměřená při testování prototypu byla zaznamenávána pomocí monitoru vitálních funkcí značky Datex Ohmeda, který byl propojen s počítačem. Pomocí programu S5 Collect (Datex Ohmeda, Clearwater, Florida) [30] byla data ukládána a posléze dále vyhodnocována.

5.1 Testy prototypu bez připojení na CPAP ventilátor

Bez připojení simulátoru na CPAP ventilátor byla v první fázi experimentů vyhodnocena schopnost prototypu realizovat simulaci spontánního dýchání. Frekvence dechu byla zvolena 50 dechů/min, což odpovídá středu fyziologických hodnot [5]. Hodnoty průtoku plynu byly zaznamenávány po dobu 5 s a popisují simulaci spontánního dýchání pacienta při pevně stanovené frekvenci (viz Obrázek 26). Data zobrazená v obrázku 26 byla naměřena s jednokompartmentovým modelem plic, nicméně další výsledky v kapitole 5 byly měřeny již s modelem dvoukompartmentovým.

Pomocí matlab funkce filter bylo dosaženo odstranění složky šumu, která se projevila při změně rychlosti (přechod mezi nádechem a plató), nebo směru (změna nádechu ve výdechu) servomotoru, a je pravděpodobně způsobena pohybovým artefaktem servomotoru. Použitý filtr ($filter(B,A,(funkce\ dechu))$) funguje na principu klouzavého průměru, kde parametr B určuje váhu každého vstupu. V experimentech byl použit konstantní vektor B o délce výhledového okna o hodnotách $1/délka_okna$. Parametr A určuje poměr zvětšení nebo zmenšení výstupních dat, aby nebyla změněna velikost výstupu, byl použit $A = 1$. [31].

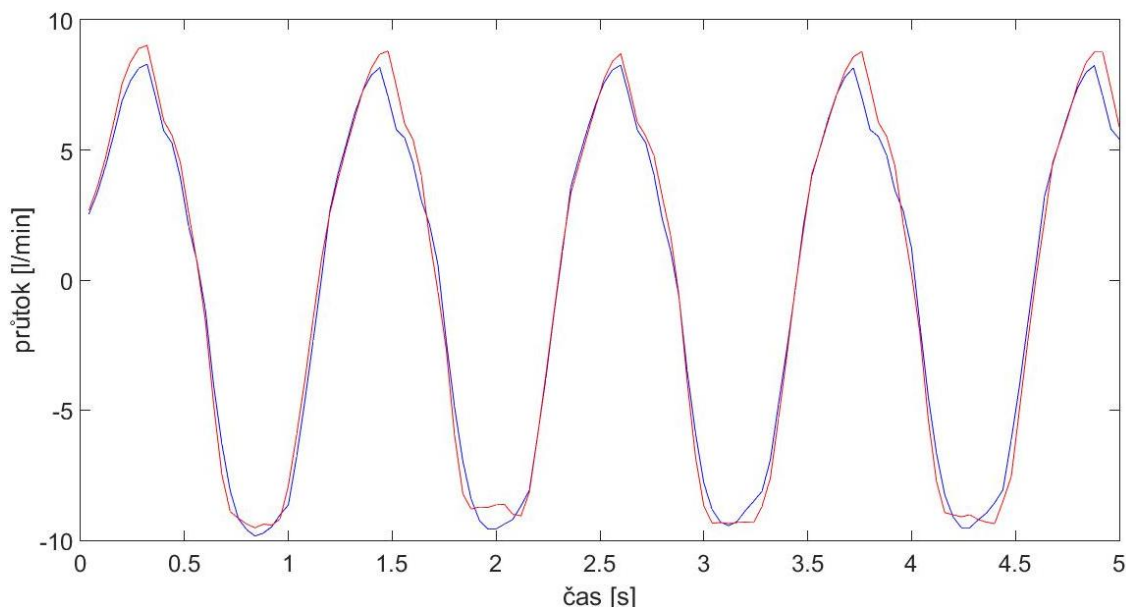


Obrázek 26: Graf závislosti průtoku na čase frekvence dýchání 50 dechů/min, dech bez anomálií, (červená křivka) experimentální data, (modrá křivka) filtrovaná data – velikost výhledového okna = 5, (černá křivka) filtrovaná data – velikost výhledového okna = 10

Průběhy průtoku plynu upravené filtrem jsou znázorněny černou a modrou křivkou. Modrá křivka zobrazuje data, na která byl použit filtr s velikostí okna 5 vzorků. Zatímco černá křivka znázorňuje data, na která byl použit filtr s velikostí okna 10 vzorků. Zdrojový kód programu je uveden v příloze C. V grafech vyobrazených v kapitolách 5.1, 5.2 a 5.3 byl také aplikován filtr s velikostí výhledového okna 5.

Měření spontánního dýchání bylo provedeno pro frekvence dechu 20, 40 a 50 dechů/min. Pro názornost byly zobrazeny pouze dechové křivky s frekvencí dechu 50 dechů/min odpovídající střední fyziologické hodnotě dechové frekvence novorozence. Tato frekvence byla použita i při ostatních měřeních.

Po provedení experimentu s jednokompartmentovým modelem byl posléze experiment proveden i s modelem dvoukompartmentovým. Průtok plynu při zapojení pouze jednoho kompartmentu byl naměřen zanedbatelně vyšší, než při zapojení obou kompartmentů (viz Obrázek 27). Lze tedy zkonstatovat, že se model chová dle očekávání.



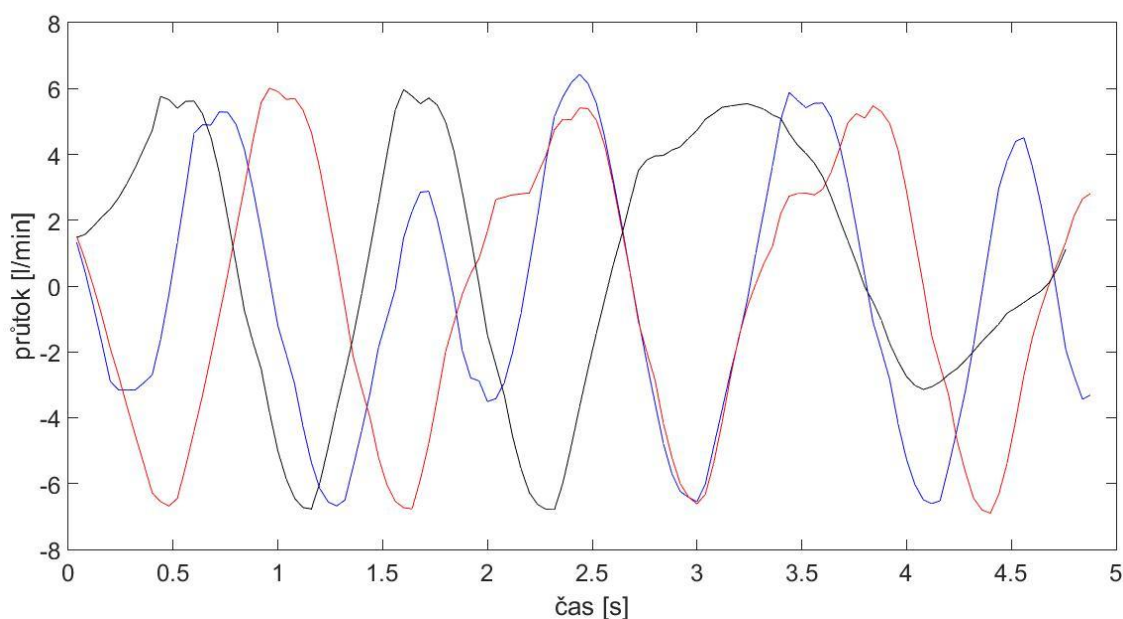
Obrázek 27: Graf závislosti průtoku na čase, frekvence dýchání 50 dechů/min, (modrá křivka) zapojení obou plic; (červená křivka) zapojení jedné plíce

Při testování simulátoru se zapnutou simulací spontánního dýchání bylo zjištěno, že naměřené hodnoty průtoku za čas odpovídají fyziologickým hodnotám dechu přibližně 4 kg novorozence.

Cílem dalšího experimentu bylo otestování průběhu dechu při zadání náhodných anomálií zvýšení/snížení dechové frekvence. Model byl otestován s následujícími parametry:

- 2x zvýšená frekvence dechu s 50 % pravděpodobností pro každý dech
- 4x zvýšená frekvence dechu s 50 % pravděpodobností pro každý dech
- 2x snížená frekvence dechu s 50 % pravděpodobností pro každý dech

K anomálii dochází pouze s 50 % pravděpodobností, proto lze na obrázku 28 pozorovat, jak dechy zpomalené nebo zrychlené, ale i ty bez anomálií.

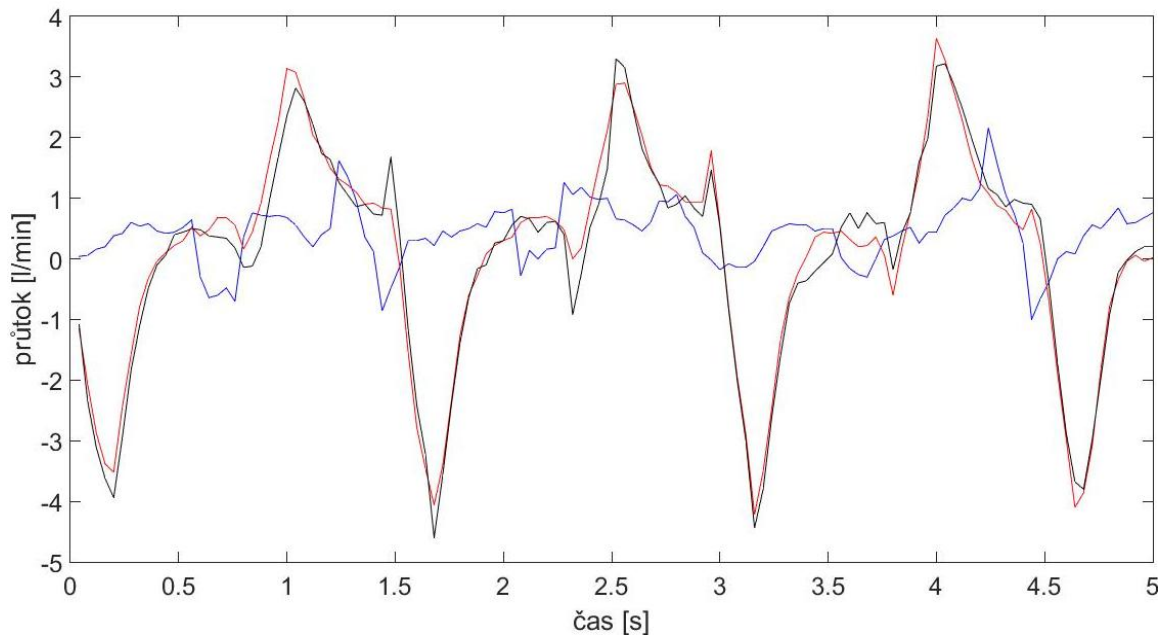


Obrázek 28: Graf závislosti průtoku na čase u dechů s frekvenčními anomáliemi, základní frekvence dechů je 50 dechů/min; (červená křivka) 4x zrychlení dechu; (modrá křivka) 2x zrychlení dechu; (černá křivka) 2x zpomalení dechu

5.2 Testy prototypu s připojením na CPAP ventilátor

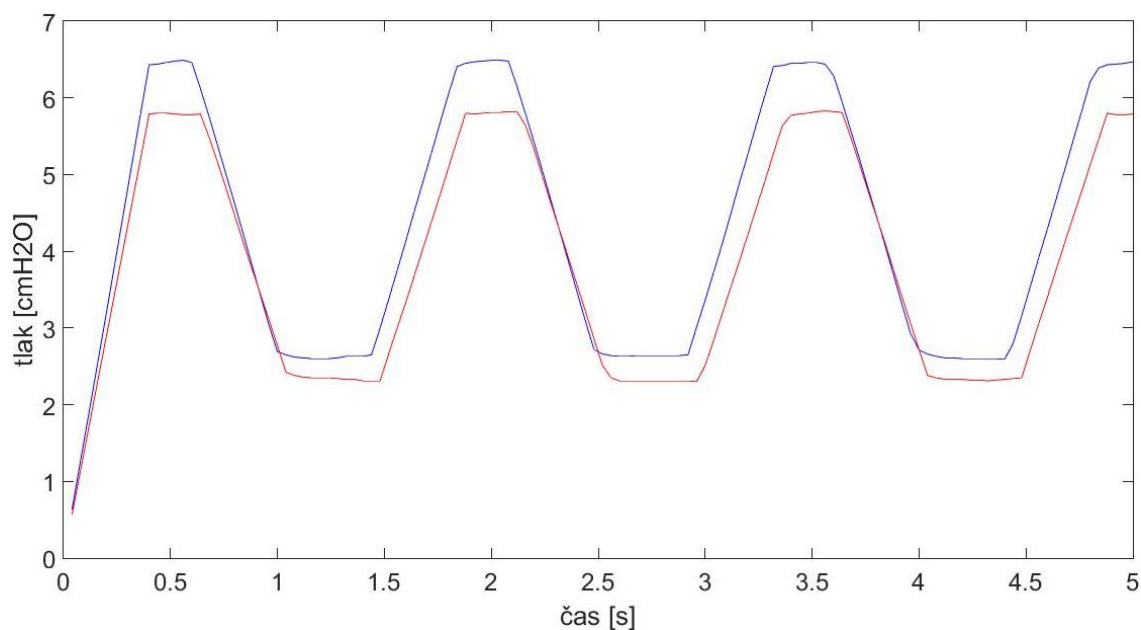
Ve druhé fázi testování byla provedena měření při zapojení simulátoru na podpůrný ventilační systém CPAP nazývaný Fabian od výrobce ACUTRONIC Medical Systems AG (Hirzel, Švýcarsko) [14].

Následující experiment byl zaměřen na ověření funkčnosti plic při absenci simulovaného spontánního dýchání a na porovnání kompartmentu 2 a fixně ukotveného kompartmentu 1 s cílem sledovat, jak se omezení projeví na grafech průtoku plynu. Na plicním ventilátoru byl nastaven mód duoPAP a bylo provedeno měření každého kompartmentu zvlášť, a posléze také obou kompartmentů najednou. Kompartiment 1 byl pomocí táhla servomotoru udržován v konstantní pozici (při nádechu bylo potřeba překonat dodatečný odpor servomotoru), což odpovídá onemocnění plic RDS syndromem. Kompartiment 2 byl během měření omezen plastovým krytem. Na obrázku 29 si lze povšimnout, že průtok plynu v kompartmentu 2 je obdobný průtoku plynu v celém simulátoru, zatímco v kompartmentu 1 dochází pouze k minimálnímu průtoku plynu.



Obrázek 29: Graf závislosti průtoku na čase, (modrá křivka) kompartiment 1, (červená křivka) kompartiment 2, (černá křivka) zapojení celého simulátoru

Pro další využití simulátoru je rovněž důležitá možnost nastavit různé hodnoty poddajnosti. Toto lze realizovat buďto omezením pohybu kompartmentu 2 nebo flexibilně předpětím kompartmentu 1 pomocí posunutí táhla servomotoru (viz Obrázek 22). Pro názornost byly změřeny změny tlaku při nastaveném módu duoPAP pro standardní (pozice servomotoru jako na začátku inspiria) a sníženou poddajnost plic (pozice servomotoru jako na začátku expiria).



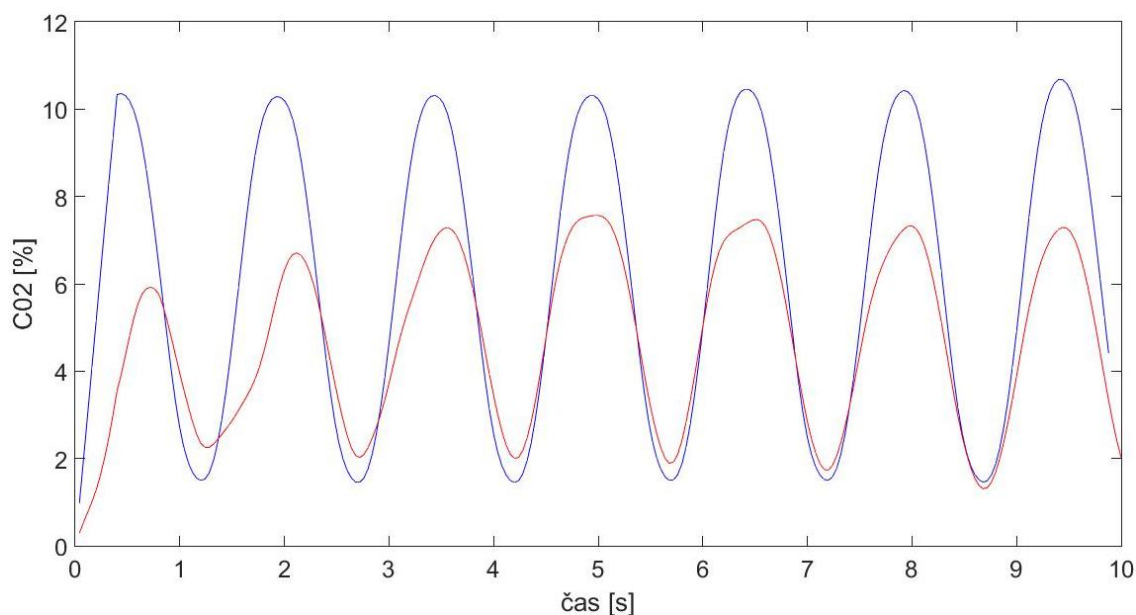
Obrázek 30: Graf závislosti tlaku na čase, (modrá křivka) snížení poddajnosti plic, (červená křivka) normální poddajnosti plic

Měření proběhlo i na jiném podpůrném ventilačním systému CPAP, a to na systému Medijet od firmy Medical Innovations (Puchheim, Německo) [32]. Simulátor realizoval spontánní dechy a zároveň byla testována funkčnost synchronizovaného spontánního dýchání. Výsledky nebyly naměřeny, jelikož přístroj má prahy citlivosti detekce spontánních dechů nastavené tak, že při vyšší citlivosti (0,3 cmH₂O) byly detekovány i šumy, které nebylo možné kalibrováním odstranit, tedy neustále překračovaly mez citlivosti a spouštěly dechovou aktivitu. Naopak při nižší citlivosti (0,4 cmH₂O) přístroj spontánní dechy simulátoru zaznamenával pouze občasně. Volba hodnoty citlivosti mezi zvolenými hodnotami nebyla možná, lze tedy zkonstatovat, že přístroj není schopen detekovat apnoe novorozenců.

5.3 Testy připojení prototypu na CPAP ventilátor a dávkování CO₂

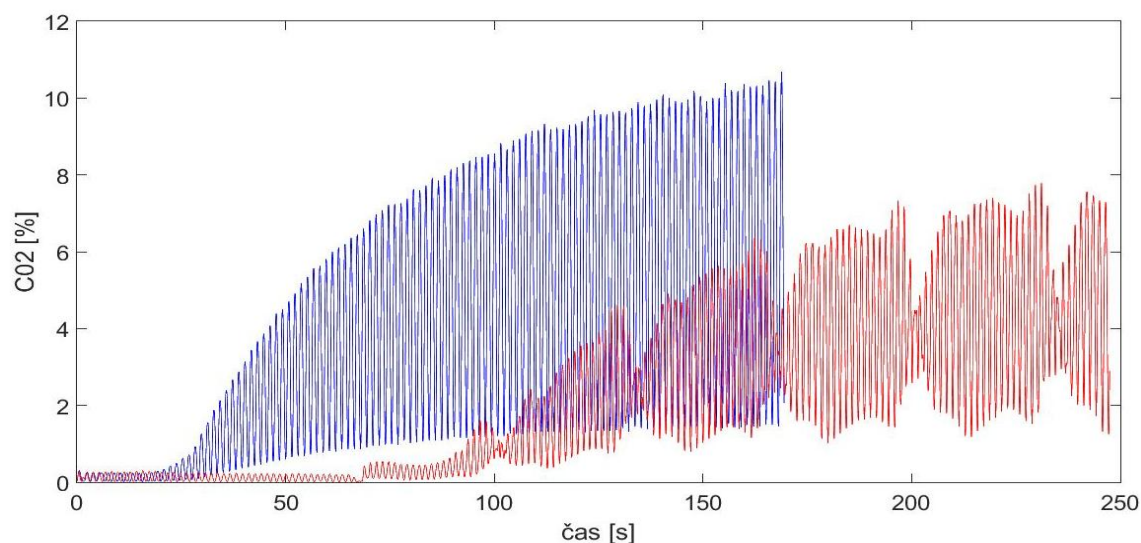
Simulátor byl vyvinut i pro potřeby sledování eliminace CO₂. Dávkování CO₂ je důležitou součástí simulátoru, jelikož jen minimum simulátorů je schopno splnit tento funkční požadavek. Všechny experimenty probíhající s dávkováním či eliminací CO₂ byly měřeny při souběžném zapojení na CPAP ventilátor, který byl nastaven v režimu duoPAP. Měření bylo prováděno na výstupu z modelu plic.

V prvním experimentu s dávkováním CO₂ bylo sledováno, za jak dlouho a na jaké maximální hodnotě se ustálí procentuální podíl CO₂ v plicích. Měření proběhlo za konstantního dávkování CO₂ (průtok CO₂ = 0,02 l/min) do modelu. Pro porovnání byla provedena měření jak se simulovaným spontánním dýcháním, tak bez něj. Maximální hodnoty CO₂ lze pozorovat na obrázku 31.

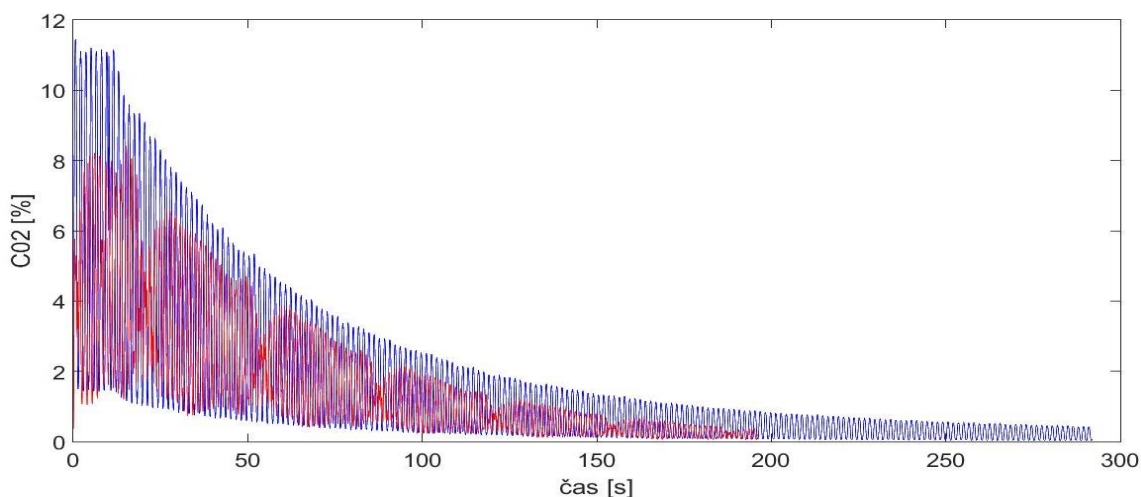


Obrázek 31: Graf závislosti koncentrace vydechovaného CO₂ na čase, bez zapojení spontánního dýchání (modrá křivka), se zapojením spontánního dýchání (červená křivka), dechová frekvence 50 dechů/min

Doba, za kterou se model maximálně nasatí CO_2 , byla měřena od chvíle zapnutí dávkování CO_2 do plic a měření eliminace bylo spuštěno po vypnutí dávkování CO_2 , přičemž data byla zaznamenávána po celou dobu eliminace i nárůstu CO_2 v modelu. Klíčovým měřeným parametrem byla rychlost, za kterou došlo k maximálnímu nasycení modelu CO_2 se zapnutým a bez zapnutého spontánního dýchání. Rychlost byla stanovována také při eliminaci CO_2 z modelu. Při zapnuté funkci spontánního dýchání se křivka CO_2 ustálí přibližně za 4 minuty a bez použití této funkce za necelé 3 minuty (viz Obrázek 32). U eliminace CO_2 se při absenci spontánního dýchání eliminovalo CO_2 z plic o 1,5 minuty déle, než při zapnutém spontánním dýchání (viz Obrázek 33).



Obrázek 32: Graf závislosti nárůstu vydechovaného CO_2 na čase při konstantním dávkování CO_2 , bez zapojení simulovaného spontánního dýchání (modrá křivka), se zapojením simulovaného spontánního dýchání (červená křivka), dechová frekvence 50 dechů/min



Obrázek 33: Graf závislosti eliminace vydechovaného CO_2 na čase bez dávkování CO_2 , bez zapojení simulovaného spontánního dýchání (modrá křivka), (červená křivka) se zapojením simulovaného spontánního dýchání, dechová frekvence 50 dechů/min

6 Diskuze

Výstupem bakalářské práce je navržený a zrealizovaný simulátor plic novorozence. Funkce simulátoru, konkrétně simulace spontánního dýchání nebo změna poddajnosti, jsou ovládány pomocí mikrokontrolérů Atmel AVR uložených na vývojové desce Arduino Mega2560. Ta může být napájena externí baterií (simulátor by byl v tomto případě jednoduše přenosný) nebo pomocí USB kabelu (použito v této práci), který také zajišťuje přenos zkompilovaného zdrojového kódu. Sestavení simulátoru bylo provedeno z komponentů, které byly vybrány s ohledem na funkční požadavky. Mezi základní komponenty patří dvoukompartmentový model plíce a servomotor, u kterého musely být zohledněny především požadavky na rychlost otáčení a sílu tahu při určitém napájení.

Servomotor realizující spontánní dýchání, je ovládán pomocí programu vytvořeného v Arduino 1.8.5., který umožňuje nastavit frekvence dechu a zvolit předem definované anomálie a pravděpodobnost. Při testování byl nastaven výskyt anomálie na 50% pravděpodobnost pro každý dech, aby bylo možné pozorovat změny dechu během simulace, ale lze ji nastavit v rozsahu 0-100 % při simulaci.

6.1 Testování spontánního dýchání

Výsledky měření průtoku plynu při spontánním dýchání o frekvenci 50 dechů/min ukázaly, že dechová aktivita probíhá v pravidelné, předem stanovené frekvenci bez nežádoucích přerušování.

Senzor pro měření průtoku plynu byl zapojen z jedné strany do simulátoru a ze strany druhé byl otevřený do atmosféry, díky tomu byl během experimentu naměřen mírný šum a bylo nutné data filtrovat. V grafu na obrázku 26 v kapitole 5.1 jsou zobrazeny dechy (dechová frekvence 50 dechů/min) před a po použití filtru.

V grafech je možno pozorovat dechy, které lze rozdělit na 3 fáze (inspirace, plató, expirace). Inspirace se vyznačuje nástupnou hranou, která přechází do horizontální křivky symbolizující plató. Expirace je v grafu pozorovatelná jako sestupná hrana. Mezi jednotlivými dechy ani jejich jednotlivými částmi není vizuálně pozorovatelný významný rozdíl, tedy lze zhodnotit, že simulátor spontánního dýchání nemá žádné zásadní nedostatky. Bylo ověřeno, že fyziologické stavy plicní mechaniky zvládne prototyp simulátoru simulovat bez problému stejně jako spontánní dýchání.

Následně proběhly testy distribuce plynu mezi kompartmenty při aktivované simulaci spontánního dýchání. Stanovovalo se, zda je dostačující, když se do spontánního dýchání aktivně zapojuje pouze jeden kompartment. Jelikož výsledky měření s jedním a s oběma kompartmenty dopadly obdobně (maximální hodnoty se liší o méně než 0,5 L/min (viz Obrázek 27)), lze usoudit, že je dostačující realizovat spontánní dýchání pouze u jednoho kompartmentu. Změnu průtoku v simulátoru lze

korigovat i zvýšením nebo snížením úhlového rozsahu spontánního dýchání, což má za následek změnu objemu a tlaku v plicích.

6.2 Testování připojení simulátoru na CPAP ventilátor

Testování simulátoru proběhlo i bez zapojení simulovaného spontánního dýchání. Na CPAP přístroji byl spuštěn mód duoPAP a byly pozorovány křivky průtoku plynu závislé na čase. U kompartmentu 2, který byl částečně omezen plastovým krytem, a byla u něj možná kontrakce a dilatace plicní laloků, byla naměřena téměř stejná data (maximální hodnoty průtoku se pohybovaly kolem 5,5 L/min) jako při zapojení obou kompartmentů. Oproti tomu při měření průtoku plynu v kompartmentu 1, který byl fixně upevněný na jednom místě pomocí táhla, průtok dosáhl maximální hodnoty 3,5 L/min. Z obrázku 29 je patrné, že lze sledovat trend nádechu a výdechu, ale oproti kompartmentu 2 byl průtok plynu o více než 2 L/min nižší. Při výdechu se pevně ukotvený kompartment téměř nemohl kontrahovat, a proto byla změna průtoku nižší a výdech méně znatelný. Při zapojení obou kompartmentů se kompartment 1 na celkovém průtoku plynu v modelu téměř nepodílel. Z experimentu vyplývá, že je při simulaci normální funkce plic nutné, aby byl kompartmentům umožněn pohyb. Na druhou stranu fixní ukotvení kompartmentu 1 (případně s umožněním krátkých nádechů a výdechů) je vhodné pro simulaci RDS.

Při spontánním dýchání bez použití podpůrného systému CPAP (maximální průtok kolem 8 L/min) a s použitím podpůrného systému CPAP (maximální průtok kolem 5,5 l/min) jsou v maximálních hodnotách průtoku plynu patrné velké rozdíly (viz porovnání obrázku 27 a 29). Rozdíly lze vysvětlit tím, že při použití CPAP podpůrného systému dochází k udržování pozitivního tlaku v plicích během všech fází dechu. Jedinec se stejnou frekvencí dechu realizuje menší dechové objemy, než když by z plic vydechl veškerý vzduch.

6.3 Testování změny poddajnosti

Mezi funkční požadavky, které byly na model stanovené, patří i simulace patofyziologických stavů plicní mechaniky. Splnění požadavku bylo realizováno možností změnit poddajnost simulátoru. Měření proběhlo v módu duoPAP, který umožnil následnou analýzu změn tlaku (viz Obrázek 30). Z grafu je patrné, že pokud se změní poddajnost plic, tak se změní i maximální tlak v plicích dosažený během simulace. Polohy táhla měnící poddajnost modelu byly nastaveny dvě a to poloha na začátku inspiria a poloha na začátku expiria, kde se maximální hodnoty tlaku změnily přibližně o 0,7 cmH₂O.

6.4 Testování anomálií dechové aktivity

Druhá simulace patologických stavů plicní mechaniky byla realizována zvýšením a snížením dechové frekvence (viz Obrázek 28). Snížení dechové frekvence lze pozorovat na černé křivce, kde třetí zobrazený dech trvá přibližně 2,5 s, zatímco ostatní dechy jsou

dlouhé 1,2 s. Zvýšení dechové frekvence je u dvounásobného zvýšení frekvence pozorovatelné v čase 1,7 s. Čtyřnásobné zrychlení je hůře znatelné, jelikož simulátor změnu vyvolá tak rychle, že se pacient úplně nenadechne a téměř nevydechne, což se na křivce projeví mírným schodem. Tuto anomálii lze pozorovat u 2. a 3. dechu a dala by se přirovnat k lapání po dechu.

6.5 Testování dávkování a eliminace CO₂

Posledním funkčním požadavkem na model byla produkce CO₂. Přívod CO₂ do simulátoru byl proveden pomocí jehly, která byla vpravena do jednoho laloku plíce. Z obrázku 32 je zjevné, že simulované spontánní dýchání ovlivní eliminaci CO₂ a také na jaké maximální hodnotě podílu CO₂ v dýchací směsi se křivka ustálí, když bude zapojeno simulované spontánní dýchání, a když zapojeno nebude (viz Obrázek 31). K plnému nasycení simulátoru pomocí CO₂ došlo bez zapojení simulovaného spontánního dýchání po přibližně 3 minutách a při zapojení simulovaného spontánního dýchání po přibližně 4 minutách. Jedním z efektů spontánního dýchání byla zvýšená průběžná eliminace CO₂, což bylo možné sledovat i na maximálních hodnotách koncentrace CO₂, které byly o 3 % nižší, než hodnoty koncentrace CO₂ měřené bez zapojení spontánního dýchání. Rychlejší eliminace CO₂ způsobená spontánním dýcháním je dále ilustrována na obrázku 33. Z obrázku je patrné, že k úplné eliminaci CO₂ z plic dojde při zapojení spontánního dýchání přibližně o 1,5 minuty dříve, než bez této funkce.

6.6 Testování synchronizovaného režimu na CPAP přístroji Medijet

Synchronizovaný režim (SNIPPV – synchronized non-invasive positive pressure ventilation) umožňuje jedinci, který spontánně dýchá, navýšit dechový objem na předem stanovenou hodnotu, pokud je samostatná spontánní dechová aktivita nedostatečná, nebo dojde k jejímu výpadku.

Předchozí výsledky byly naměřeny pomocí CPAP přístroje Fabian, ale vzhledem k tomu, že přístroj Fabian neumožňuje měřit synchronizované spontánní dýchání, byl na toto měření použit přístroj Medijet. Během experimentu bylo zjištěno, že rozsah citlivosti přístroje Medijet zcela neodpovídá simulaci dechové aktivity novorozence, jelikož nastavení citlivosti na přístroji Medijet se dá snížit či zvýšit o nejméně 0,1 cmH₂O. Při nastavené citlivosti přístroje na 0,3 cmH₂O zaznamenával systém i šumy a ne pouze spontánní dechy, ale při zvýšení na 0,4 cmH₂O naopak nebyly zaznamenány všechny dechy realizované simulátorem. Pro využití simulátoru se SNIPPV by bylo vhodné nastavení vyšší citlivosti přístroje. Systém je v tomto uspořádání na hranici použitelnosti pro simulaci extrémně nezralých novorozenců, ale lehčí nezralosti simulovat lze a to navýšením průtoku plynu v simulátoru.

7 Závěr

Výstupem této práce je funkční simulátor plic novorozence. Simulátor je sestavený jako aktivní model, který se oproti již existujícím modelům odlišuje svou otevřenou konstrukcí, která umožňuje snadno měnit parametry plicní mechaniky.

V sérii experimentů bylo testováno splnění všech funkčních požadavků kladených na simulátor. Bylo potvrzeno, že simulátor je schopný se spuštěnou funkcí spontánního dýchání eliminovat CO₂ rychleji, než bez použití simulovaného spontánního dýchání. Při nastavení předem zadaných patologických stavů plicní mechaniky se simulátor chová dle stanovených parametrů a simuluje určené anomálie: snížení a zvýšení dechové frekvence a snížení poddajnosti plic (simulace RDS, BPD).

Hodnoty naměřené v experimentech odpovídají známým údajům o dechu novorozence. Ovládání simulátoru je přehledné díky uživatelskému rozhraní, které uživatele provádí zadáním potřebných informací. Software je opatřen okrajovými podmínkami závislými na fyziologických parametrech, kterými je zajištěno, že nedojde ke zničení simulátoru.

Simulátor je kompatibilní s podpůrným ventilačním systémem CPAP Fabian (ACUTRONIC Medical Systems AG, Švýcarsko) a bude využit při vývoji nových aplikátorů pro tyto systémy, který probíhá na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

Seznam použité literatury

- [1] SUROVCOVÁ, Bc. *Optimalizace nCPAP generátoru MEDIJET*. Kladno, 2016. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Petr Kudrna, Ph.D.
- [2] MAHMOUD, R., Ch. ROEHR a G. SCHMALISCH. *Current methods of non-invasive ventilatory support for neonates*. Paediatric Respiratory Reviews [online]. 2011, **12**(3), 196-205 [cit. 2017-10-16]. DOI: 10.1016/j.prrv.2010.12.001. ISSN 15260542. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1526054210001260>
- [3] CAREFUSION. *Infant Flow® LP nCPAP system* [online]. In: . 2013 [cit. 2018-03-17].
- [4] BALCAROVÁ, E. *OPTIMALIZACE CPAP APLIKÁTORU PRO NOVOROZENCE*. Kladno, 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Petr Kudrna, Ph.D.
- [5] MUNTAU, A. *Pediatric*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4588-6.
- [6] SCHMALISCH, G., S. WILITZKI a R. WAUER. *Differences in tidal breathing between infants with chronic lung diseases and healthy controls*. BMC Pediatrics [online]. 2005, **5**(1), - [cit. 2017-10-24]. DOI: 10.1186/1471-2431-5-36. ISSN 1471-2431. Dostupné z: <http://bmcpediatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2431-5-36>
- [7] SCHIBLER, A. *Role of lung function testing in the management of mechanically ventilated infants*. Archives of Disease in Childhood - Fetal and Neonatal Edition [online]. 2002, **87**(1), 7-10 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1136/fn.87.1.F7. ISSN 13592998. Dostupné z: <http://fn.bmj.com/cgi/doi/10.1136/fn.87.1.F7>
- [8] PRAMANIK, A. *Respiratory Distress Syndrome*. In: Medscape [online]. Louisiana State: Pediatrics, 2015 [cit. 2017-11-06]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/976034-overview#a4>
- [9] OGDEN, B., S. MURPHY, G. SAUNDERS aj. JOHNSON. *Lung Lavage of Newborns with Respiratory Distress Syndrome*. Chest [online]. 1983, **83**(5), 31-33 [cit. 2018-04-24]. DOI: 10.1378/chest.83.5_Supplement.31S. ISSN 00123692. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369215423712>
- [10] JOBE, A. *The New BPD: An Arrest of Lung Development*. Pediatric Research [online]. 1999, **46**(6), 641-641 [cit. 2018-04-24]. DOI: 10.1203/00006450-199912000-00007. ISSN 0031-3998. Dostupné z: <http://www.nature.com/doifinder/10.1203/00006450-199912000-00007>

- [11] GOMELLA, T., ed. *Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases, and drugs*. 6. vydání. Lange, 2009. ISBN 978-0-07-154431-3.
- [12] *Rennie and Robertson's textbook of neonatology*. 5th ed. [Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 2012. ISBN 978-070-2048-319.
- [13] SEDIN, G. *CPAP and Mechanical Ventilation*. International Journal of Technology Assessment in Health Care [online]. 1991, **7**(1), 31-40 [cit. 2018-03-17]. DOI: 10.1017/S0266462300012472. ISSN 0266-4623. Dostupné z: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S0266462300012472
- [14] ACUTRONIC MEDICAL SYSTEMS AG, . *ACUTRONIC Medical Systems AG: Fabian*. ACUTRONIC Medical [online]. Hirzel, Švýcarsko, 2018 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://www.acutronic-medical.ch/products/fabian-ncpap-evolution.html>
- [15] ROUBÍK, K. aj. RÁFL. *Poddajnosť a rezistencia v rigidných modeloch respiračnej sústavy*. Lékař a technika. 2009, **39**(1), 32-38. ISSN 0301-5491.
- [16] KINGDON, C., F. MITCHELL, O. BODAMER a A. WILLIAMS. *Measurement of carbon dioxide production in very low birth weight babies*. Archives of Disease in Childhood [online]. 2000, **7**(83-1), 50-55 [cit. 2017-10-16]. DOI: 10.1136/fn.83.1.F50. Dostupné z: <http://fn.bmj.com/content/83/1/F50>
- [17] *Infant test lung, Imtmedical: datasheet*. Buchs, Švýcarsko : Imtmedical ag., 2017. Dostupné také z: www.imtmedical.com
- [18] *Infant test lung*. Panmure, Nový Zéland : Fisher and Paykel Healthcare, 2017. Dostupné také z: www.fphcare.com/hospital/products/infant-resuscitator/
- [19] *NeoLung – Infant Test Lung*. Pittsburgh, USA : IngMar Medical, 2017. Dostupné také z: www.ingarmed.com/products/neolung/
- [20] *Babi.Plus™ nTest Lung*. Taiwan : GaleMed, 2017. Dostupné také z: www.galemed.com/?product=ntest-lung
- [21] RÁFL, J. a K. ROUBÍK. *Fyzické modely respiračnej sústavy a možnosti jejich využitií*. Lékař a technika. 2009, **39**(1), 5-14. ISSN 0301-5491.
- [22] *ASL 5000 Breathing Simulator: datasheet*. Pittsburgh, USA : IngMar Medical, 2017. Dostupné také z: www.ingarmed.com/products/asl-5000/
- [23] ROUBÍK, K. a M. STRÁNKÁ. *A method of compliance measurement and gastight testing in models of the respiratory system*. Lékař a Technika [online]. 2014, **44**(1), 9-18 [cit. 2017-10-16].

- [24] *Neonate and infant test lung*. Buchs, Švýcarsko: Imtmedical ag., 2017. Dostupné také z: <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/imtmedical/infant-test-lung/68845-120415.html#open>
- [25] *Draeger test lung*. Draeger [online]. 2017 [cit. 2017-12-01]. Dostupné z: www.draeger.com
- [26] *Gina - Neonatal Active Lung Model: datasheet*. Drážďany, Německo: Schaller-MT, 2016. Dostupné také z: www.schaller-mt.de/download/LM_En.pdf
- [27] *Adult & Infant Test Lung*. Grand Rapids, USA: Michigan Instruments, 2017. Dostupné také z: www.michiganinstruments.com/training-test-lung-simulators/adult-infant-test-lung/
- [28] *HS-422 servomotor*. [online]. 2018 [cit. 2018-1-29]. Dostupné také z: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Robotics/hs422-31422S.pdf>
- [29] *Stránka projektu ARDUINO* [online]. 2017 [cit. 2017-11-29]. Dostupné z: www.arduino.cc
- [30] *Datex-Ohmeda S/5 Collect: User's Reference Manual*. Clearwater, Florida: Instrumentarium Corporation, 2003.
- [31] *Dokumentace Matlab funkce: filter*. In: MathWorks [online]. USA, 2018 [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.html#buagwwg-2>
- [32] *Medijet nCPAP System*. Medin [online]. Puchheim, Německo: Medical Innovations, b.r. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: http://www.avalon-medical.no/images/Medin/Medijet_Brosjyre_Avalon.pdf
- [33] *Mechanical Ventilation of the Neonate*. Clinicalgate [online]. 2015 [cit. 2017-11-06]. Dostupné z: <https://clinicalgate.com/mechanical-ventilation-of-the-neonate/>
- [34] *Generátor Medijet*. In: Med care visions [online]. 2018 [cit. 2018-03-21]. Dostupné z: <https://www.medcarevisions.de/de/produkte/entwicklungsfoerdernde-pflege/sauerstofftherapie-ncpap/articles/medijet.html>

Seznam obrázků

Obrázek 1: Křivky závislosti petCO_2 na čase u novorozenců [7] - upraveno	11
Obrázek 2: Křivka závislosti tlaku v plicích na dechovém objemu. PEEP nastaven na (a) 0 cmH_2O , (b) 3 cmH_2O a (c) 6 cmH_2O [7] - upraveno	11
Obrázek 3: Průběhy křivek při dýchání novorozence [6] - upraveno.....	13
Obrázek 4: Objemově-tlakové křivky dechu zdravého a nemocného jedince [33].....	14
Obrázek 5: Aplikátor CPAP – převzato z [34].....	15
Obrázek 6: Respirační abdominální senzor a jeho umístění – převzato z [3]	15
Obrázek 7: Schematický model plic novorozence	17
Obrázek 8: Novorozenecká testovací plíce od firmy Fisher a Paykel Healthcare [18]	17
Obrázek 9: Novorozenecké testovací plíce od firmy Galemed [20]	18
Obrázek 10: Novorozenecká testovací plíce od firmy Imtmedical – převzato z [24]	18
Obrázek 11: Novorozenecká plíce Neolung od firmy IngMar Medical – převzato z [19]...	19
Obrázek 12: Simulátor plic Gina V3.0 od Dr. Schaller Medizintechnik – převzato z [26]..	20
Obrázek 13: simulátor plic ASL 5000 od firmy IngMar – převzato z [22].....	20
Obrázek 14: Testovací plíce pro dospělé i kojence od firmy Michigan Instruments – převzato z [27].....	21
Obrázek 15: Schéma prototypu, celkový pohled včetně řízení	24
Obrázek 16: Konstrukční uspořádání modelu	24
Obrázek 17: Detail navrženého simulátoru - uchycení dvoukompartimentového modelu plic	25
Obrázek 18: Ukotvení servomotoru	26
Obrázek 19: Otočení táhla servomotoru do krajních pozic používaných při simulacích	26
Obrázek 20: Vývojové desky Arduino Mega2560 – převzato z [29].....	27
Obrázek 21: Propojení serva s Arduinem. – upraveno [29]	28
Obrázek 22: Změna poddajnosti plíce realizovaná pomocí navrženého modelu	28
Obrázek 23: Ilustrační křivka závislosti průtoku na čase. – upraveno [6].....	29
Obrázek 24: Schéma přívodu CO_2 do simulátoru	29
Obrázek 25: Realizace prototypu simulátoru plic novorozence	30
Obrázek 26: Graf závislosti průtoku na čase frekvence dýchání 50 dechů/min, dech bez anomálií, (červená křivka) experimentální data, (modrá křivka) filtrovaná data – velikost výhledového okna = 5, (černá křivka) filtrovaná data – velikost výhledového okna = 10.....	31
Obrázek 27: Graf závislosti průtoku na čase, frekvence dýchání 50 dechů/min, (modrá křivka) zapojení obou plic; (červená křivka) zapojení jedné plíce	32
Obrázek 28: Graf závislosti průtoku na čase u dechů s frekvenčními anomáliemi, základní frekvence dechů je 50 dechů/min; (červená křivka) 4x zrychlení dechu;	33
Obrázek 29: Graf závislosti průtoku na čase, (modrá křivka) kompartiment 1, (červená křivka) kompartiment 2, (černá křivka) zapojení celého simulátoru	34
Obrázek 30: Graf závislosti tlaku na čase, (modrá křivka) snížení poddajnosti plic, (červená křivka) normální poddajnosti plic.....	34
Obrázek 31: Graf závislosti koncentrace vydechovaného CO_2 na čase, bez zapojení spontánního dýchání (modrá křivka), se zapojením spontánního dýchání (červená křivka), dechová frekvence 50 dechů/min	35
Obrázek 32: Graf závislosti nárůstu vydechovaného CO_2 na čase při konstantním dávkování CO_2 , bez zapojení simulovaného spontánního dýchání (modrá křivka), se zapojením simulovaného spontánního dýchání (červená křivka), dechová frekvence 50 dechů/min ...	36
Obrázek 33: Graf závislosti eliminace vydechovaného CO_2 na čase bez dávkování CO_2 , bez zapojení simulovaného spontánního dýchání (modrá křivka), (červená křivka) se zapojením simulovaného spontánního dýchání, dechová frekvence 50 dechů/min.....	36

Seznam příloh

Příloha A: Návod k použití ovládání simulátoru plic novorozence

Příloha B: Kód v programu Arduino – simulace spontánního dýchání

Příloha C: Kód v programu Matlab – vyhodnocení dat

Příloha A: Návod k použití ovládání simulátoru plíc novorozence

- Připojte simulátor (servomotor) do vývojové desky Arduino Mega 2560 dle schématu a poté pomocí USB kabelu do počítače, který má nainstalovaný software Arduino



- Spustíte software Arduino
- V pravém horním rohu otevřete sériový monitor
- Zkontrolujte nastavení sériového monitoru na 9600 baudů. Nastavení naleznete v pravém spodním rohu sériového monitoru.
- Po zobrazení uživatelského menu vás program vyzve k zadání dechové aktivity
- Postupně zvolte: (mezi zvolené varianty zadávejte čárku)
 1. anomálii (pomocí velkých písmen A-E)
 - A - dech bez anomálií, B - zvýšení dechové frekvence, C - snížení dechové frekvence, D - vynechání dechu, E - snížení poddajnosti plíc
 2. pravděpodobnost, s jakou k dané anomálii dojde (pomocí číslic 0-100)
 3. u zvolené anomálie A nebo D pokračujte se zadáváním frekvence
 4. u zvolené anomálie B nebo C zadejte kolikrát se sníží/ zvýší rychlost dechu (lze nastavit mezi hodnotami 0-5)
 5. u zvolené anomálie E zadejte, o kolik procent bude dech zkrácen (pomocí číslic 0-100)
 6. požadovanou frekvenci dechu
- Pravděpodobnost při testování zadávejte 100%
- V případě chybného zadání bude chyba vypsána a budete požádáni o opakované zadání parametrů.

Příloha B: Kód v programu Arduino – simulace spontánního dýchání

Spontánní dýchání bylo naprogramováno tak, aby mohly být zvoleny anomálie, které dech mohou provázet, a jejich pravděpodobnost. Pro tyto účely byly zvoleny následující čtyři základní anomálie: zrychlení dechu, zpomalení dechu, zkrácení dechu a vynechání dechu. Dech může být zrealizován i bez anomálií, pokud si to uživatel zvolí.

```
#include <Servo.h>

#include <math.h>

// simulátor plic novorozence

Servo myservo; // název projektu

void setup() {

Serial.begin(9600); // nastavení rychlosti připojení

myservo.attach(9); // připojení serva na pin 9 na vývojové desce Arduino Mega2560

Serial.println("SIMULATOR PLIC NOVOROZENCE"); //název aplikace

Serial.println("Postupně budete vyzváni k výběru veličin"); //nastavení dechové frekvence, následují možnosti

Serial.println("Zadejte typ anomálie dechu:" );

Serial.println("Dech plynulý bez anomálií: zadejte A"); //nastavení typu dechu

Serial.println("Během plynulého dýchání dojde s určitou pravděpodobností ke zvýšení dechového cyklu o polovinu: zadejte B");

Serial.println("Během plynulého dýchání dojde s určitou pravděpodobností ke snížení dechového cyklu o polovinu: zadejte C");

Serial.println("Během plynulého dýchání dojde s určitou pravděpodobností k vynechání dechového cyklu: zadejte D");

Serial.println("Dojde k snížení poddajnosti plic: zadejte E");

Serial.println("Zadejte čárku a pokračujte ve výběru pravděpodobnosti dechu bez anomálie.");

Serial.println("Zadejte pravděpodobnost číslem, které bude vyjadřovat procentuální podíl dechů bez zvolené anomálie (u všech anomálií kromě A):");

Serial.println("Zadejte čárku, za kterou napište o kolik procent, chcete dech zkrátit (pouze u anomálie E):");

Serial.println("Zadejte čárku, za kterou napište kolikrát (0-5), chcete dech zvýšit či snížit (pouze u anomálií B,C):");

Serial.println("Zadejte čárku a zvolte poslední parametr frekvenci dechu:");
```

```

Serial.println("Výsledná volba (anomálie, pravděpodobnost,(zkrácení/ snížení nebo zvýšení frekvence),
frekvence) může vypadat např.: E,70,20,30 nebo A,30");
Serial.println("Zadání potvrďte entrem."); //potvrzení výběru
myservo.write(10);
}

long zExpirium = 80; // začátek výdechu ve stupních
long zInspirium = 10; // začátek nádechu ve stupních
long kInspirium = 69; // konec nádechu ve stupních
//long zPlato = kInspirium; // začátek plató ve stupních
//long kPlato = zExpirium; // konec plató ve stupních
long kExpirium = zInspirium; // konec výdechu ve stupních
long pos = 0; // vynulování proměnné pozice
long i = 0;

int breath(long zExpirium, long zInspirium, long kInspirium, double delayI, double delayE, double
delayP) {

    int zPlato = kInspirium;
    int kPlato = zExpirium;

    // Inspirium
    for (pos = zInspirium; pos <= kInspirium; pos += 1) // stanovení intervalu pohybu serva{
        myservo.write(pos); // posun serva na pozici proměnné pos
        delay((long) delayI); // nastavení času, po kterém se pokračuje ve čtení kódu
    }

    // Plató
    for (pos = kInspirium; pos <= zExpirium; pos +=1){
        myservo.write(pos);
        delay((long) delayP); //plato
    }

    // Exspirium
    for (pos = zExpirium; pos >= kExpirium; pos -= 1) // stanovení intervalu pohybu serva{
        myservo.write(pos); // posun serva na pozici proměnné pos
        delay((long) delayE); // nastavení času, po kterém se pokračuje ve čtení kódu
    }
}

```



```

    }

int simulation(int freq, char anomal, int prob, int zkraceni, int snizZvys) {

    double delayI = 0;

    double delayE = 0;

    double delayP = 0;

    double delayB = 0;

    long timeend = 40;

    int i = 0;

    delayB = (60000)/(freq);

    delayE = (0.5)*delayB;

    delayI = (0.33)*delayB;

    delayP = (0.17)*delayB;

    delayB = delayI + delayE + delayP;

    delayI = (delayI/(kInspirium-zInspirium));

    delayE = (delayE/(zExpirium-kExpirium));

    delayP = delayP/(zExpirium-kInspirium);

    if (anomal == 'A' or anomal == 'B' or anomal == 'C' or anomal == 'D' or anomal == 'E') {

    if (freq>15 && freq<60){

        if (prob <=100 && prob>=0) {

            if (snizZvys >=0 && snizZvys < 5){

                if (zkraceni <=100 && zkraceni >=0){

                    while (i<timeend){

                        int k = random(100);

                        if(k>prob && anomal == 'A') //dech bez anomálií{

                            int result = breath( zExpirium, zInspirium, kInspirium, delayI, delayE, delayP);

                        }

                        if(k>prob && anomal == 'B') //dech, kdy s x % pravděpodobností dojde ke zrychlení dechu x krát{

                            double delayIanomalous = ((float)1.00/(float)snizZvys)*delayI;

                            double delayEanomalous = ((float)1.00/(float)snizZvys)*delayE;

```

```

double delayPanomal = ((float)1.00/(float)snizZvys)*delayP;

int result = breath( zExspirium, zInspirium, kInspirium, delayIanomal, delayEanomal,
delayPanomal);

}

if(k>prob && anomal == 'C') //dech, kdy s x % pravděpodobností dojde ke zpomalení dechu x krát{

double delayIanomal = snizZvys*delayI;

double delayEanomal = snizZvys*delayE;

double delayPanomal = snizZvys*delayP;

int result = breath( zExspirium, zInspirium, kInspirium, delayIanomal, delayEanomal,
delayPanomal);

}

if(k>prob && anomal == 'D') //dech, kdy s x % pravděpodobností dojde k vynechání dechu{

double delayIanomal = (delayI*(kInspirium-zInspirium));

double delayEanomal = (delayE*(zExspirium-kExspirium));

double delayPanomal = delayP*(zExspirium-kInspirium);

long kInspiriumanomal = zInspirium;

long zExspiriumanomal = zInspirium;

int result = breath( zExspiriumanomal, zInspirium, kInspiriumanomal, delayIanomal,
delayEanomal, delayPanomal);

}

if(k>prob && anomal == 'E') //dech, kdy v x případech dojde ke zkrácení dechu{

long kInspiriumanomal = (long) zInspirium + (kInspirium-zInspirium)*zkraceni*0.01;

long zExspiriumanomal = (long) kExspirium + (zExspirium-kExspirium)*zkraceni*0.01;

double delayIanomal = ((delayI*(kInspirium-zInspirium))/(kInspiriumanomal-zInspirium));

double delayEanomal = ((delayE*(zExspirium-kExspirium))/(zExspiriumanomal-kExspirium));

double delayPanomal = delayP*(zExspirium-kInspirium)/(zExspiriumanomal-kInspiriumanomal);

int result = breath( zExspiriumanomal, zInspirium, kInspiriumanomal, delayIanomal,
delayEanomal, delayPanomal);

}else{

int result = breath( zExspirium, zInspirium, kInspirium, delayI, delayE, delayP);

} i++;

```

```

    }} else{
        Serial.println("Zadali jste špatně zkrácení dechu. Hodnoty se mohou pohybovat pouze mezi 0-100
%.");
    }}else{
        Serial.println("Zadali jste příliš vysokou či nízkou hodnotou. Zvýšení či snížení frekvence x krát
se může pohybovat mezi 0-5.");
    }}else{
        Serial.println("Zadali jste špatně pravděpodobnost. Hodnoty se mohou pohybovat pouze mezi 0-100
%.");
    }}else{
        Serial.println("Zadána hodnota se vymyká fyziologickým i patofyziologickým hodnotám frekvence
dechu");
    }}else{
        Serial.println("Zadali jste špatně typ anomálie");
    } return 0;
myservo.write(zInspirium); }

void loop() {
    if (Serial.available() >0) {
        myservo.write(zInspirium);
        String r = Serial.readStringUntil(',');//načtení typu dechu
        char anomal = r.charAt(0);
        int prob = 100;
        int snizZvys = 0;
        int zkraceni = 100;
        if(anomal != 'A'){
            String pr = Serial.readStringUntil(',');//načtení pravděpodobnosti anomálie
            prob = pr.toInt();
            Serial.print("Byla zvolena pravděpodobnost anomálie: ");
            Serial.print(prob);
            Serial.print("%");
            Serial.println("");

```

```

}
if(anomal == 'B' or anomal == 'C'){
    String SZ = Serial.readStringUntil(';');//načtení procentuálního snížení dechu
    snizZvys = SZ.toInt();
    Serial.print("Zvýšení či snížení dechu: ");
    Serial.print(snizZvys);
    Serial.print(" krát");
}
if(anomal == 'E') //zkraceni dechu {
    String zkr = Serial.readStringUntil(';');//načtení procentuálního snížení dechu
    zkraceni = zkr.toInt();
    Serial.print("Zkrácení dechu o: ");
    Serial.print(zkraceni);
    Serial.print("%");
    Serial.println(""); }
int freq= Serial.parseInt(); // načtení frekvence dechu
Serial.print("Frekvence dechu "); // přečte volbu frekvence
Serial.print(freq);
Serial.print(" Hz a typ dechu:");
Serial.print(anomal);
Serial.println("");
int var = simulation(freq, anomal, prob, zkraceni, snizZvys);
}}

```

Příloha C: Kód v programu Matlab – vyhodnocení dat

Pro vyhodnocení dat byl použit program Matlab, pomocí kódu viz níže, byla data zpracována. Vyhodnocení proběhlo pro každou dechovou frekvenci zvlášť, uvedený je pouze kód pro vyhodnocení měření s dechovou frekvencí 50 dechů za minutu.

```
%načtení dat
dech = importdata('spontanni_dychani_50_Hz_plice_servo_prutok.txt');
f = 25;
ts = 1/f;
x = ts*(1:(size(dech,1))); %určení délky x osy

%% filtr
%filtr (porovnání 5 okolních vzorků)
vzorky1 = 5;
b = (1/vzorky1)*ones(1,vzorky1);
a = 1;
y = filter(b,a,dech);

%filtr (porovnání 10 okolních vzorků)
vzorky = 10;
b = (1/vzorky)*ones(1,vzorky);
a = 1;
z = filter(b,a,dech);

%vyobrazení vyfiltrovaných a nefiltrovaných dat
%posun y-osy kvůli offsetu průtokového senzoru
figure
plot(x,dech+2,'red')
hold on
plot(x-(ts*(vzorky1/2)),y+2,'blue')
hold on
plot(x-(ts*(vzorky/2)),z+2,'black')
xlabel('Čas [s]')
xlim([0 5])
ylim([-11 10])
set(gca,'fontsize',18)
ylabel('průtok [l/min]')
set(gca,'fontsize',18)
```