

Návrh pasivního modelu plic pro studium proudění v dýchacích cestách s využitím umělé plicní ventilace

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Pavla Havrdová

Vedoucí práce:

Ing. Michal Kotek, Ph.D.

Ústav nových technologií a aplikované informatiky





Zadání bakalářské práce

Návrh pasivního modelu plic pro studium proudění v dýchacích cestách s využitím umělé plicní ventilace

Jméno a příjmení: **Pavla Havrdová**
Osobní číslo: **D17000143**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Zadávací katedra: **Fakulta zdravotnických studií**
Akademický rok: **2019/2020**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

- 1) Rešerše problematiky plic, umělé plicní ventilace.
- 2) Navržení koncepce pasivního modelu plic zaměřeného na studium proudění v dýchacích cestách.
- 3) Nalezení vhodných materiálů a komponent pro konstrukci pasivního modelu plic.
- 4) Sestrojení navrženého modelu plic.
- 5) Funkční ověření modelu ve spojení s umělou plicní ventilací.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Biofyzikální aspekty procesů v dýchacích cestách a plicích pomáhají lépe pochopit a zvládnout problematiku fyziologických vlivů. V současné době probíhá řada studií zaměřujících se na téma proudění vzduchu v dýchacích cestách, inhalace léčiv a dopadů umělé plicní ventilace. Využívané numerické simulace dýchacích procesů vyžadují ke své validaci a stanovení vstupních podmínek modelové experimenty. Zapojení navrženého pasivního modelu plic do sestavy s umělou plicní ventilací umožní realizovat takovéto žádané experimenty.

Výstupem bakalářské práce bude článek připravený k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Předpokládáme, že na navrženém modelu plic, budou prováděny experimentální studie, umožňující jasnější pochopení biomechanických jevů v dýchacích cestách při umělé plicní ventilaci.

Metoda:

Kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Konstrukce pasivního modelu, experiment.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Technická univerzita v Liberci, budova L

Čas: říjen 2019 – duben 2020

Vzorek:

Nepředpokládám využití respondentů, experimentální vzorek-měření.

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

1. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2*. 3. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4788-0.
2. ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
3. SLAVÍKOVÁ, Jana a Jitka ŠVÍGLEROVÁ. *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum, 2014. ISBN 978-80-246-2787-8.
4. BÁRTOVÁ, Jarmila. *Přehled patologie*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2745-8.
5. BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
6. DOSTÁL, Pavel et al. *Základy umělé plicní ventilace*. 3. vyd. Praha: Maxdorf, 2014. ISBN 978-80-7345-397-8.
7. CHLUMSKÝ, Jan. *Plicní funkce pro klinickou praxi*. Praha: Maxdorf, 2014. ISBN 978-807-3453-923.
8. PUCHOLTOVÁ, R., Z. PRAŽÁKOVÁ a O. ULRYCH. Umělá plicní ventilace. In: BARTŮNĚK, Petr eds. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Praha: Grada, 2016, 227-243. ISBN 978-80-247-4343-1.
9. ROSINA, Jozef et al. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
10. DYLEVSKÝ, Ivan. Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka. 3. vyd. Praha: Grada, 2019, 133-149. ISBN 978-80-271-2111-3.
11. NORDLUND, Markus et al. Multicomponent aerosol particle deposition in a realistic cast of the human upper respiratory tract. *Inhalation Toxicology*. 2017, **29**(3), 113-125. DOI 10.1080/08958378.2017.1315196. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28470142>

Vedoucí práce:

Ing. Michal Kotek, Ph.D.
Ústav nových technologií a aplikované informatiky

Datum zadání práce:

2. září 2019

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2020

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

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

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

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

8. června 2020

Pavla Havrdová

Poděkování

Chtěla bych poděkovat především Ing. Michalu Kotkovi. Ph.D., za vedení mé bakalářské práce, odborné rady, připomínky při jejím zpracování a také za trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat svým rodičům za psychickou podporu a tátovi za velkou pomoc při přípravě experimentu.

Anotace

Autor: Pavla Havrdová

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

Název práce: Návrh pasivního modelu plic pro studium proudění v dýchacích cestách s využitím umělé plicní ventilace

Vedoucí práce: Ing. Michal Kotek, Ph.D.

Počet stran: 58

Počet příloh: 5

Rok obhajoby: 2020

Anotace: Bakalářská práce se zabývá konstrukcí modelu respiračního systému člověka. Cílem práce bylo zkonstruovat pasivní model plic a jeho následné simulační otestování. Vycházeli jsme z poznatků o anatomii plic, fyziologii dýchání a fyzikální podstatě tohoto procesu. Práce je rozdělena na teoretickou a výzkumnou část. Teoretická část nás seznámí s respiračním systémem člověka a umělou plicní ventilací, jež tvoří základ celé práce. Praktická část uvádí některé možnosti již reálně používaných modelů a zobrazuje řešení, jež bylo navrženo a zrealizováno. Hodnoty měření, které byly získány při ověření funkčnosti modelu, byly porovnány s fyziologickými hodnotami člověka.

Klíčová slova: plíce, umělá plicní ventilace, model plic, dýchání

Annotation

Author: Pavla Havrdová

Institution: Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Design of a passive lung model for the study of airway flow with use an artificial lung ventilation

Supervisor: Ing. Michal Kotek, Ph.D.

Pages: 58

Apendix: 5

Year: 2020

Annotation: The bachelor thesis is concerned with the construction of a model of the human respiratory system. The aim was to conduct a passive model of lungs and the subsequent simulation testing. The construction was based on knowledge of lung anatomy, the physiology of respiration and the physical nature of this process. The thesis is divided into two parts, one covering the theory and the second one covering the conducted research. The theoretical part introduces the human respiratory system and artificial lung ventilation which creates the base of the whole thesis. The practical part displays options of models which are already in use and presents the reader with a solution which we designed and implemented. The measurement values which were obtained during the examination of the model's functionality were compared to the physiological values of humans.

Keywords: lungs, artificial lung ventilation, lung model, respiration

Obsah

Seznam použitých zkratk	11
Seznam použitých symbolů	12
1 Úvod	13
2 Teoretická část	15
2.1 Anatomie dýchacích cest	15
2.1.1 Nosní dutina (<i>cavitas nasi</i>)	15
2.1.2 Nosohltan (<i>nasopharynx</i>)	16
2.1.3 Hrtan (<i>larynx</i>)	16
2.1.4 Průdušnice (<i>trachea</i>)	16
2.1.5 Průdušky (<i>bronchy</i>)	17
2.1.6 Plíce (<i>pulmones</i>)	17
2.2 Typy dýchání	20
2.3 Ventilace plic	20
2.4 Plicní objemy	21
2.5 Poddajnost a smrštivost plic	24
2.6 Řízení dýchání	25
2.6.1 Chemoreceptory	25
2.6.2 Mechanoreceptory	26
2.7 Fyzikální zákony	26
2.7.1 Fickův zákon	26
2.7.2 Daltonův zákon	27
2.7.3 Henryho zákon	27
2.8 Umělá plicní ventilace (UPV)	27
2.8.1 Historie	28
2.8.2 Cíle, indikace a terapie	28
2.8.3 Rozdělení UPV	29
2.8.3.1 Konvenční ventilace	30
2.8.3.2 Nekonvenční ventilace	31
2.8.4 Klasifikace ventilátorů	32
2.8.4.1 Ventilátory s negativním tlakem	32
2.8.4.2 Ventilátory s pozitivním tlakem	32
2.8.5 Technický popis přístroje	32
2.8.6 Fáze dechového cyklu na plicním ventilátoru	34
2.9 Rešerše konstrukčních postupů	35

3	Výzkumná část	37
3.1	Cíle a výzkumné předpoklady.....	37
3.2	Metodika výzkumu.....	39
3.2.1	Konstrukce vlastního modelu	39
3.2.2	Konstrukční problémy	42
3.2.3	Experimentální ověření.....	43
3.3	Analýza výzkumných dat.....	45
4	Výsledky a diskuze.....	47
5	Závěr.....	52
	Seznam použité literatury	53
	Seznam obrázků.....	55
	Seznam tabulek	56
	Seznam grafů	57
	Seznam příloh	58

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
cm	centimetr
cmH ₂ O	centimetr vodního sloupce
CO ₂	oxid uhličitý
FVC	usilovná vitální kapacita
JIP	jednotka intenzivní péče
kol.	kolektiv
l	litr
l/cmH ₂ O	litr na centimetr vodního sloupce
l/min	litr za minutu
mbar	milibar
ml	mililitr
ml/cmH ₂ O	mililitr na centimetr vodního sloupce
ml/kg	mililitr na kilogram
ml/mbar	mililitr na milibar
mm	milimetr
mmHg	milimetr rtuťového sloupce
n.	latinsky nervus, česky nerv
O ₂	kyslík
Obr.	obrázek
P _a CO ₂	parciální tlak oxidu uhličitého v arteriální krvi
PCO ₂	parciální tlak oxidu uhličitého
PEF	maximální výdechová rychlost
PO ₂	parciální tlak kyslíku
prof.	profesor
Tab.	Tabulka
UPV	umělá plicní ventilace

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Název symbolu a jednotky	
A	[m ²]	plocha průřezu	[metr čtverečný]
C	[ml/cmH ₂ O]	poddajnost	[mililitr/centimetr vodního sloupce]
c	[mmol.l ⁻¹]	koncentrace	[milimol/litr]
D	[m ² .s ⁻¹]	difúzní koeficient	[metr čtverečný za sekundu]
E	[cmH ₂ O/ml]	elastance	[centimetr vodního sloupce/mililitr]
n	[mol]	látkové množství	[mol]
p	[Pa]	tlak	[pascal]
p_i	[Pa]	tlak uvnitř alveolu	[pascal]
p_o	[Pa]	tlak vně tělesa, resp. alveolu	[pascal]
r	[mm]	poloměr	[milimetr]
T	[N.m ⁻¹]	povrchové napětí	[Newton/metr]
V	[l]	objem	[litr]
α	[mmol.l ⁻¹ .kPa ⁻¹]	Bunsenův koef. rozpustnosti	[milimol/litr/kilopascal]
τ	[s]	čas	[sekunda]
Δc	[mol.m ⁻³]	koncentrační rozdíl	[mol/metr krychlový]
Δx	[m]	tloušťka membrány	[metr]

Převodní vztah

$$1 \text{ mmH}_2\text{O} = 0,0736 \text{ mmHg}$$

$$1 \text{ mbar} = 1,01974 \text{ cmH}_2\text{O}$$

1 Úvod

Dýchání je proces výměny dýchacích plynů mezi lidskými tkáněmi a prostředím kolem nás, bez kterého by náš život nebyl možný. Při tomto procesu dochází k příjmu kyslíku z atmosféry a vyloučení oxidu uhličitého z těla do atmosféry. Rozlišujeme dýchání vnější, tj. výměna plynů mezi vzduchem a krví, a dýchání vnitřní, tj. samotná výměna plynů ve tkáních.

Dýchací systém je tvořen dýchacími cestami a plícemi. Tím, že v lidském těle souvisí vše se vším i respirační systém má vyjma funkce výměny plynů i další role. Funguje jako imunitní bariéra vůči okolnímu prostředí a pomáhá při tvorbě zvuků, díky kterým se dorozumíváme.

Řešení tématu vytvoření pasivního modelu plic, který by mohl být využíván k provádění experimentů proudění v plicích má v současné době nepochybně velký význam.

Nemoci dýchacích cest postihují podstatnou část populace všech věkových skupin. Jsou také tradičně jedním z nejčastějších důvodů pracovních neschopností uváděných ve statistikách Českou správou sociálního zabezpečení. Také infekční onemocnění, které je způsobeno novým koronavirem SARS-CoV2, který se začal šířit v prosinci 2019, vede k závažným plicním komplikacím a zápalům plic. Pro vývoj nových možností v oblasti umělé plicní ventilace je nutné zajisti testovací modely, které budou simulovat reálné plíce nebo celý dýchací systém člověka. I pro tyto účely byl model vyvíjen a bude dále ověřován a zkoušen.

Teoretická část bakalářské práce popisuje respirační systém po anatomické i fyziologické stránce, dále pojednává o řízení dýchání a fyzikálních zákonech, které zde platí. Důležitou kapitolou je popis umělé plicní ventilace a jejich variant. V práci je řešeno i využití tohoto přístroje v praxi.

Ve výzkumné části byl vytvořen model plic s připojením na umělou plicní ventilaci a využitím nafukovacího měchu, jako zdroje vzduchu. Pro přípravu návrhu bylo provedeno studium dostupné literatury, následně byl zpracován vlastní návrh pasivního modelu plic. Návrh modelu byl zpracován z materiálů a komponentů, které jsou komerčně dostupné v běžné obchodní síti. Některé komponenty ještě musely být

vyrobena cíleně pro tyto účely. Následně byl model sestaven, ověřila se jeho funkčnost a výsledky byly vyhodnoceny.

Úkolem bylo vytvořit pasivní model plic, na kterém se ověří funkčnost pro další možné výzkumné využití v budoucnu. Předpokladem je využití modelového dýchacího systému pro studium biomechanických jevů.

2 Teoretická část

Dýchací soustava je složitou a důležitou součástí lidského orgánového systému. Proto je nezbytné nejprve se seznámit s anatomickou stavbou a také fyziologií dýchacího systému. Další kapitoly části pojednávají o plicních objemech a o mechanismech, které umožňují samotný proces dýchání. Teoretickou část zakončuje kapitola o umělé plicní ventilaci a také rešerše týkající se zpracování modelů plic z jiných dostupných pramenů.

2.1 Anatomie dýchacích cest

Dýchací cesty se skládají z horních cest dýchacích (nosní dutiny, nosohltanu) a dolních cest dýchacích (hrtan, průdušnice, průdušky, průdušinky a alveoly + plíce).

2.1.1 Nosní dutina (*cavitas nasi*)

Nosní dutina představuje začátek dýchacích cest, jejíž jednotlivé části jsou ohraničeny kostmi. Strop je tvořen kostí čelní, kostí čichovou a nosními kůstkami (1). Dno a boční stěny jsou ohraničeny výběžky horní čelisti. Nosní dutina pokračuje dvěma otvory (*choany*).

Nosní přepážka dělí prostor na dvě různě velké části, které jsou rozděleny vodorovně nosními skořepami. Dutina je spojená s dalšími prostory, vedlejší nosní dutiny, dutina horní čelisti, čelní dutina, dutina čichové kosti a dutina kosti klínové (2).

Celkově je uzpůsobena tak, aby plnila mnoho funkcí. Silně prokrvená sliznice je schopna ohřát nosem vdechovaný vzduch na tělesnou teplotu, dále ho očistit a nečistoty vyloučit spolu s hlenem (3). Voda, která je obsažená v hlenu se na teplé sliznici odpařuje a poté zvlhčuje suchý vzduch (2).

2.1.2 Nosohltan (*nasopharynx*)

Jedná se o nálevkovitý úsek hltanu, kterým prochází vzduch mezi nosní dutinou a hrtanem. Po bocích nosohltanu ústí levá a pravá Eustachova trubice, která spojuje nosohltan se středním uchem a zároveň pomáhá vyrovnávat rozdíl tlaků ve středoušní dutině. Také zde dochází k čištění vzduchu, který do těla prochází ústy. O čištění vzduchu se starají nosohltanové mandle.

2.1.3 Hrtan (*larynx*)

Má nálevkovitý, trubicovitý tvar a je tvořen hrtanovými chrupavkami, které jsou buď párové, nebo nepárové (3). Do celku jsou spojeny klouby s hrtanovými svaly. Největší a nepárová je štítná chrupavka. Jedná se o hmatnou chrupavku, která v dospělosti vykazuje znaky pohlavního dimorfismu. Další nepárová je chrupavka prstencová, která tvoří základ příklopky hrtanové (*epiglottis*), která uzavírá hrtan při polykání (1). Kromě hrtanové příklopky, která je elastická, jsou všechny chrupavky hyalinní (4).

Mezi párové zařazujeme chrupavky hlasivkové, které jsou připojeny k prstencové chrupavce. Chrupavky rohové a klínové, tvoří oporu pro příklopku hrtanovou (3).

Důležitou součástí hrtanu jsou hlasivky. Složeny jsou z hlasivkového svalu a pravých a nepravých hlasových vazů. Vpředu jsou hlasivky uchyceny na chrupavku štítnou a vzadu na chrupavky hlasivkové (4).

2.1.4 Průdušnice (*trachea*)

Trubice navazující na prstencovou chrupavku, která prochází skrz dutinu hrudní. Délka je zhruba 12 cm u dospělého jedince. Ukončena je rozdělením na pravou a levou průdušku. Stěna průdušnice je zpevněna hyalinní chrupavkou mající tvar písmena C. Zbylá zadní část je vyplněna elastickou vazivovou tkání a hladkou svalovinou. Vzhledem ke svému rozložení rozlišujeme část krční a hrudní, která prochází horním mezihrudím. Krční částí označujeme oblast od prstencové chrupavky až k hornímu okraji hrudní kosti. Sliznice je kryta řasinkovým epitelem.

2.1.5 Průdušky (*bronchy*)

V hlavním větvení rozlišujeme pravou a levou průdušku, které se dále dělí na menší průdušky a průdušinky (*bronchioly*). Bronchy se v plicích větví a vytváří tzv. bronchiální strom. Pravý bronchus je širší, kratší, dosahuje délky 3 cm a není tak odkloněn od směru trachey. Levý bronchus má délku 4-5 cm. Z hlavních větví odstupují při vstupu do plic lalokové bronchy (1). Pravý lalokový bronch, který se větví na tři podlaloky (bronchus lobaris superior - pravý horní lalok, bronchus lobaris medius - pravý střední lalok, bronchus lobaris inferior - pravý dolní lalok). Levý lalokový bronch rozdělujeme na dva podlaloky (bronchus lobaris superior - levý horní lalok, bronchus lobaris inferior - levý dolní lalok). Celý systém je vystlán sliznicí, která má za úkol zvlhčovat povrch trubic.

2.1.6 Plíce (*pulmones*)

Jedná se o párový orgán, který je mezihrudím (*mediastinem*) rozdělen na pravou a levou plíci. Uloženy jsou v pleurálních dutinách – pravá plíce v pravé pleurální dutině (*cavitas pleuralis dextra*) a levá plíce v levé pleurální dutině (*cavitas pleuralis sinistra*). Mají kuželovitý tvar se ztupeným vrcholem (5). Pravá plíce je tvořena třemi laloky: horní, střední a dolní. Levá plíce pouze dvěma laloky: horní a dolní. Levá plíce je zmenšená z důvodu uložení srdce v hrudní dutině (viz Obr. 1). Laloky se dotýkají interlobárními plochami, rozděleny jsou hlavní a vedlejší mezilalokovou rýhou (*fissura obliqua et fissura horizontalis*) (1).

Plíce jsou na celém povrchu pokryty poplicnicí (*pleura pulmonalis*), jedná se o tenkou blánu, která je k plicím pevně přilnuta. Postupně však přechází v další silnější blánu, pohrudnici (*pleura parietalis*). Funkčně vystýlá hrudní stěnu, zakrývá bránici a obklopuje mediastinum (4). Mediastinum je prostor mezi pleurálními dutinami, ve kterém jsou uloženy orgány jako např. průdušnice, jícen, velké tepny, mízovod aj. (5). Inervace probíhá díky mezižeberním nervům. Obě blány nazýváme jako pleury neboli listy (4). Blány jsou složeny z vrstvy plochých buněk spojených s vazivovým podkladem (1). Volný prostor mezi blánami je pleurální dutina, která je vyplněna serózní tekutinou. Serózní tekutina je produkována poplicnicí (4). Tekutina má za úkol snižovat tření a listy k sobě přichytávat. V pleurální dutině je u člověka permanentní podtlak (nižší tlak

než atmosférický) (3). Porušení pleurální dutiny vede ke stavu nazývanému pneumothorax. Jedná se o stav, kdy se do dutiny dostane vzduch, velmi často vzniká při úrazech, ale může vzniknout i spontánně. Pneumothorax může způsobit kolaps plic nebo stlačení mediastina a velkých cév (6).

Části plic přesahující horní okraj klíčních kostí se nazývají plicní hroty. Místo naléhající na bránici je báze plic. Cévy, nervy a bronchy vstupují do plic v plicních hilech, výška 6 cm a šířka 3-4 cm (1). Plicní tepny přivádí odkysličenou krev z pravé srdeční komory a postupně se rozvětví až na malé vlasečnice u alveol. Z plic naopak vychází plicní žíly, které odvádí krev do levé srdeční síně (2).

Hmotnost plic se v závislosti na pohlaví se u žen pohybuje okolo 640 gramů a u mužů okolo 750 gramů, výška je v rozmezí 25-30 cm (1). Barva plic je u novorozenců růžová a postupně vlivem nečistot, které do těla vdechujeme, začínají plíce šednout (5).

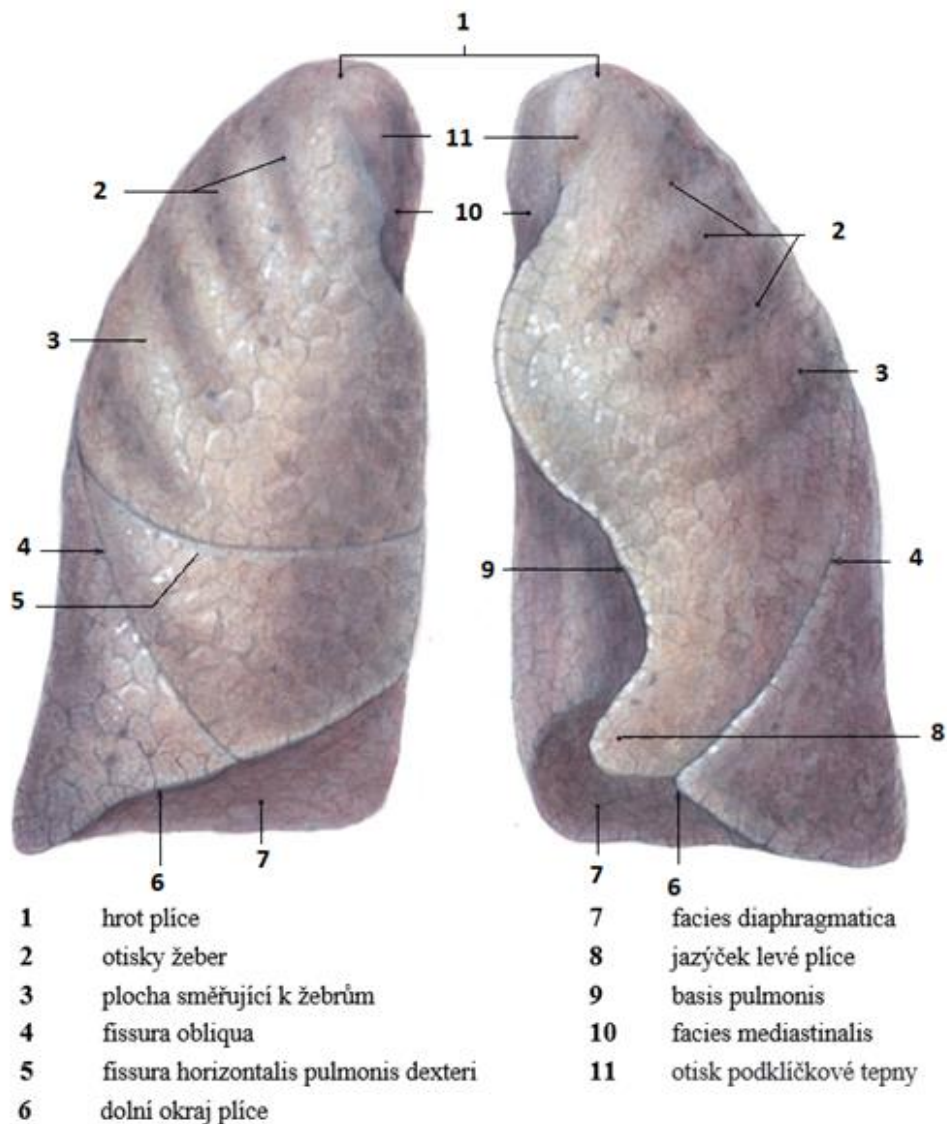
V plicích rozlišujeme nejprve bronchiální a poté alveolární strom. Bronchiální strom je systém rozvětvených bronchů, které zasahují do plic. Je složen asi ze 16 větvení. Každá větev se dále dělí dichotomicky, což znamená, že z jednoho bronchu vznikají dvě tenčí větve vyššího řádu. Při zúžení průsvitu na méně než 1 mm mluvíme o průdušinkách (bronchiolech), které nejsou vyztuženy chrupavkami. Stěna je tvořena pouze z vaziva a hladké svaloviny. Inervace probíhá vegetativními nervy (4). Laloky se dále dělí na menší jednotky tzv. plicní segmenty.

„Plicní segmenty jsou základními stavebními i funkčními jednotkami plic. Plicní segment je část plicního laloku, která je ventilovaná jedním bronchem a vyživována jednou větví plicní tepny“ (1, s. 348).

Segmenty jsou navzájem odděleny vrstvou vaziva, mají tvar kuželu, vrch směřuje k plicnímu hilu. Pravá i levá plíce je složena z deseti segmentů (1).

Na bronchiální strom navazuje alveolární strom. Je tvořen rozvětvenými průduškami v úseku 17. - 24. řádu a každý úsek končí přímo v plicním sklípku (*alveolu*) (4). Alveoly jsou drobné tenkostěnné výdutě tvořené vazivovým vláknem s průměrem od 0,1 do 0,9 mm. V plicích se nachází 300-400 milionů alveolů. Z vnější strany jsou alveoly obaleny množstvím kapilár. Stěna alveolů je tvořena souvislou vrstvou pneumocytů. Rozlišujeme pneumocyty I. a II. typu. Pneumocyty I. typu (membranózní) jsou extrémně tenké buňky, tvořící vnitřní povrch alveolů. Slouží k přesunu kyslíku z vnitřních alveol

do krve a oxidu uhličitýho z krve do plic. Pneumocyty II. typu (sekreční) jsou menší buňky, vyplňující prostor mezi pneumocyty I. typu. Mají nepravidelný kubický tvar (5). Váčky, které nalezneme v cytoplazmě, obsahují plicní surfaktant, který snižuje povrchové napětí na plochých pneumocytech a zabraňuje plochým buňkám alveolu smrštít se, a tím vyvolat kolaps alveolů (7).



Obr. 1 Vnější povrch plic-převzato a upraveno z (5)

2.2 Typy dýchání

Existuje několik základních možností respirace (dýchání): ventilace, perfuze a difuze.

Ventilace zahrnuje proces výměny vzduchu mezi plícemi a okolním prostředím. Difuze zajišťuje výměnu dýchacích plynů mezi plicními alveoly a kapilárami. Nutností pro správný průběh difuze je koncentrační gradient. Jedná se o proces, při kterém dochází k přesouvání látky z místa s vyšší koncentrací do místa s nižší koncentrací, a tím k vyrovnání koncentrace v celém objemu (8). Perfuze neboli prokrvení tkání a plic je pro celý systém nezbytný. Plicní řečiště musí reagovat na požadavky organismu (9).

2.3 Ventilace plic

Ventilace je proces cyklického střídání vdechů a výdechů (10). Dochází při ní k výměně vzduchu mezi alveoly a vnějším prostředím za určitý časový úsek. Nejčastěji se jedná o minutovou ventilaci. Podstatou je přivést okysličený vzduch z vnějšího prostředí do alveol a vydechovaný vzduch s CO_2 z těla odvést (9).

Vdech (*inspirium*) považujeme za aktivní děj (10). Intrapulmonární tlak je před nádechem stejný jako tlak atmosférický a plíce jsou ve středním postavení. Zevní mezižeberní svaly (*mm. intercostales externi*) zde fungují jako inspirační hrudní svaly, které pomáhají v zvětšování objemu hrudníku. Svou roli zde má i hlavní dýchací sval, kterým je bránice. Díky jejímu poklesu při nádechu může dojít ke zvětšení objemu plic v kраниokaudálním směru (7). Proces je doprovázen poklesem intrapulmonárního tlaku pod hodnotu atmosférického (9).

Výdech (*expirium*) je za normálních okolností děj pasivní. Plíce se vlastní elasticitou smrskávají, žebra stahují svůj objem a orgány dutiny břišní vytlačují bránici vzhůru. Aktivně se v tomto případě zapojují pouze vnitřní mezižeberní svaly (*mm. intercostales interni*).

2.4 Plicní objemy

Přísun kyslíku by měl odpovídat potřebám jednotlivce a jeho momentálnímu stavu. Množství vzduchu, které má být přijato, je řízeno z center v mozku. U člověka sledujeme jako základní hodnotu dechový objem (V_T), což je u zdravého člověka průměrně množství 400-500 ml na jeden nádech (10).

Další hodnotou je inspirační rezervní objem (IRV) znázorňující množství, které při jednom maximálním nádechu dokáže člověk přijmout. Podobnou hodnotu zjišťujeme ještě v případě expiračního rezervního objemu (ERV). Ten pouze ukazuje maximální množství vydechnutého plynu. V plicích ale i přes maximální možný výdech zůstává vzduch, který z nich nelze vydechnout. Tomuto stavu se říká reziduální objem (RV). Expirační rezervní objem a reziduální objem spolu tvoří funkční reziduální kapacitu (FRC) (viz Rovnice 1).

$$FRC = RV + ERV \quad \text{Rovnice 1(10, s.198)}$$

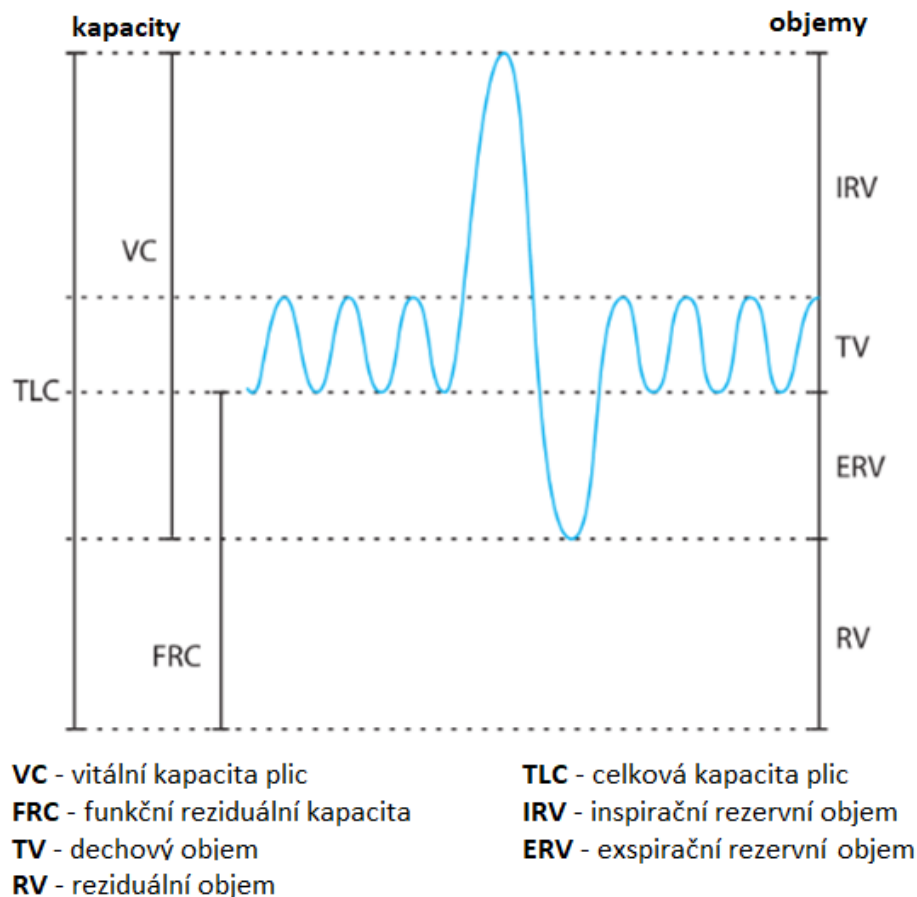
Součtem dechového, inspiračního rezervního a expiračního rezervního objemu lze získat hodnotu vitální kapacity plic (VC) (viz Rovnice 2).

$$VC = V_T + IRV + ERV \quad \text{Rovnice 2(10, s. 198)}$$

Celkovou plicní kapacitu (TLC) (viz Rovnice 3) lze zjistit součtem vitální kapacity plic a reziduálního objemu (11).

$$TLC = VC + RV = V_T + IRV + ERV + RV \quad \text{Rovnice 3(10, s. 198)}$$

Veškeré výše zmíněné hodnoty lze nazvat jako statické (viz Obr. 2) (9).



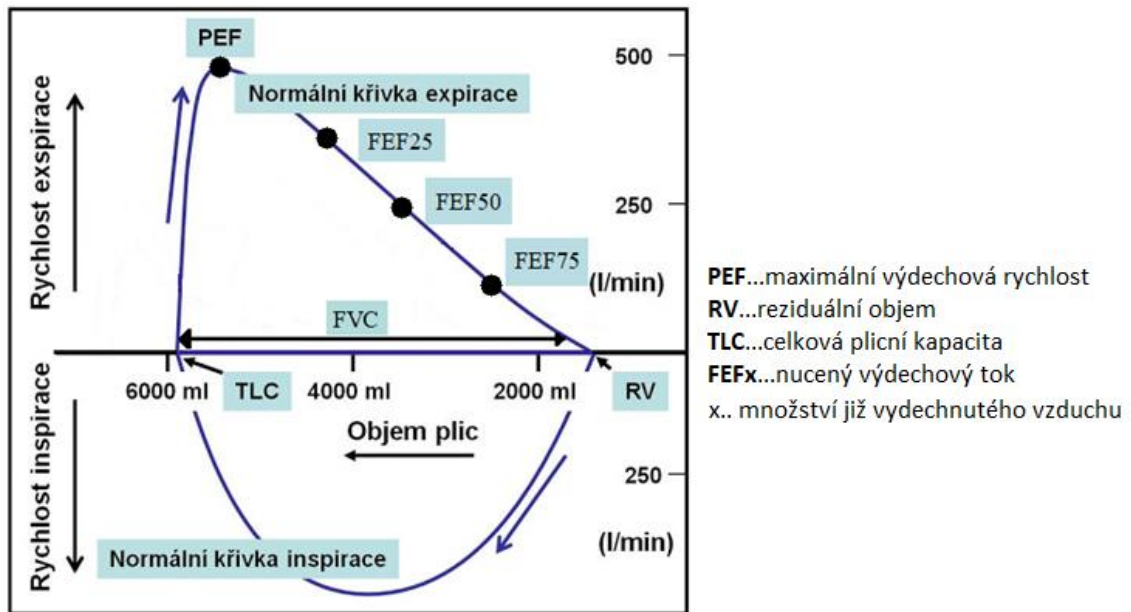
Obr. 2 Statické plicní objemy a kapacity-převzato a upraveno z (11)

Druhým typem jsou dynamické plicní objemy (viz Obr. 3). Zjišťované objemové parametry jsou vztažené k jednotce času. Rozlišujeme dvě metody měření. První z nich je měření průtok-objem a druhá objem-čas. U křivky průtok-objem (F-V) (viz. Obr. 3) mají na počátku testu obě veličiny nulovou hodnotu. Po zahájení výdechu dochází ke strmému vzrůstu křivky až do bodu maximální výdechové rychlosti (PEF). Po PEF dochází k poklesu křivky, jak se postupně vydechuje více vzduchu. U zdravé osoby je pokles lineární, nebo má konvexní průběh až do bodu funkční vitální kapacita (FVC).

Hodnotu dechového objemu můžeme využít pro výpočet minutové ventilace (MV), která se řadí mezi dynamické parametry (viz Rovnice 4). Jedná se o objem vdechovaného nebo vydechovaného vzduchu V_T za minutu. Minutovou ventilaci spočítáme jako součin objemu jednoho dechu a dechové frekvence. Průměrná hodnota je u dospělého člověka 12-16 vdechů za minutu.

$$MV = V_T * f \quad \text{Rovnice 4(8, s. 267)}$$

Velikost minutové ventilace kolísá od 6 po 8 l/min, v závislosti na zátěži (9).



Obr. 3 Dynamické plicní objemy-převzato a upraveno z (9)

Pro přehlednost jsou hodnoty statických a dynamických objemů a kapacit uvedeny níže (viz Tab. 1)

Tab. 1 Přehled statických a dynamických parametrů-převzato a upraveno z (9)

zkratka	význam	orientační hodnota*
STATICKÉ PARAMETRY		
OBJEMY		
RV	reziduální objem (<i>Residual Volume</i>)	1,2 l
ERV	expirační rezervní objem (<i>Expiratory Reserve Volume</i>)	1,2 l
V_T	dechový objem (<i>Tidal Volume</i>)	0,5 l
IRV	inspirační rezervní objem (<i>Inspiratory Reserve Volume</i>)	3,0 l
KAPACITY		
FRC	funkční reziduální kapacita (<i>Functional Residual Capacity</i>)	2,5 l
IC	inspirační kapacita (<i>Inspiration Capacity</i>)	3,5 l
VC	vitální kapacita (<i>Vital Capacity</i>)	5 l
TLC	celková plicní kapacita (<i>Total Lung Capacity</i>)	6 l
DYNAMICKÉ PARAMETRY		
MV	minutová ventilace (<i>Minute Ventilation</i>)	8 l/min
FVC	usilovná vitální kapacita (<i>Forced Vital Capacity</i>)	5 l
FEV1	jednovteřinová vitální kapacita (<i>Forced Expiratory Volume in 1 s</i>)	4 l
PEF	maximální výdechový proud vzduchu (<i>Peak Expiratory Flow</i>)	12 l/s

2.5 Poddajnost a smrštivost plic

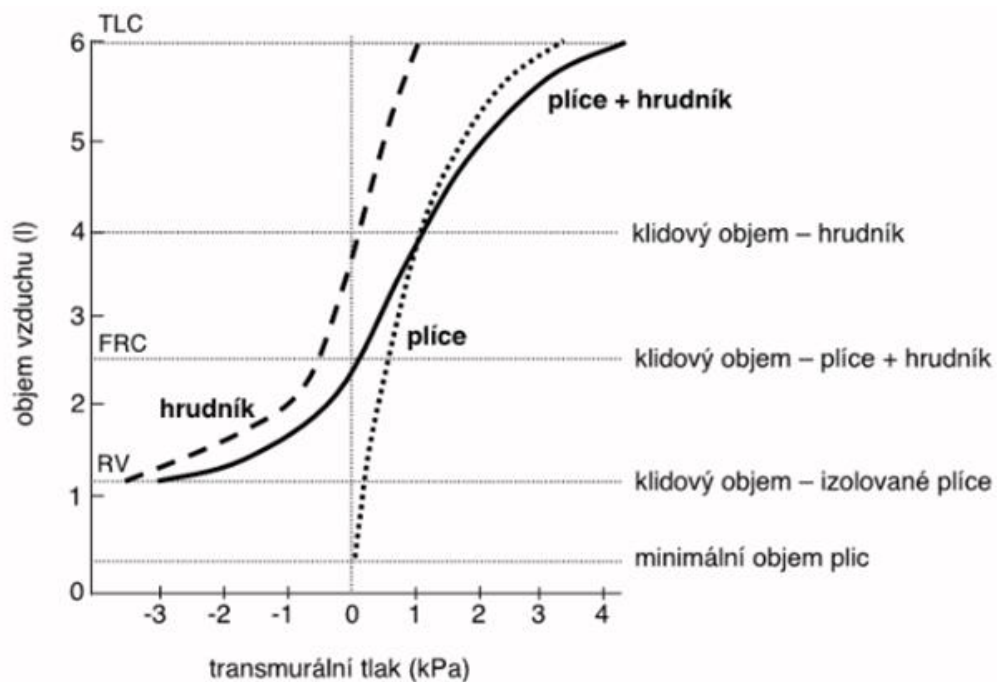
Poddajnost plic (compliance) je označení pro míru pružnosti, kterou hrudní stěna a plice jsou schopny vytvořit. Vztah pro výpočet poddajnosti C je definován jako podíl změny objemu V na změnu tlaku p (viz Rovnice 5).

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p [kPa]} [ml/cmH_2O] \quad \text{Rovnice 5(6, s. 21)}$$

Záměnou čitatele a jmenovatele lze získat další hodnotu, smrštivost E (elastanci) (viz Rovnice 6), která je definována jako podíl změny tlaku na změnu objemu.

$$E = \frac{\Delta p [kPa]}{\Delta V} [cmH_2O/ml] \quad \text{Rovnice 6(6, s. 22)}$$

Z hodnot, které lze těmito výpočty získat, zjišťujeme následující údaje. Čím je tkáň pružnější, tím dosahuje větší změny objemu na jednotku změny tlaku. Dále také, že poddajnost je závislá na objemu vzduchu v plicích v daný moment. Hrudník je poddajnější při vyšším objemu, oproti plicím, u kterých je poddajnost lepší při nižším objemu (viz Obr. 4).



TLC - celková kapacita plic **RV** - reziduální objem **FRC** - funkční reziduální kapacita

Obr. 4 Změna statické závislosti objemu hrudníku, plic a respiračního systému na změnu tlaku-převzato a upraveno z (7)

Poddajnost plic a hrudníku závisí na jejich stavbě. Hrudník, konkrétně žebra a sternum umožňují pohyb díky kostěným a chrupavčitém částem. U plic závisí na struktuře, to znamená na vlastní pružnosti tkáně a na povrchovém napětí stěn alveolů. Velikost napětí je definována v Laplaceově zákoně (viz Rovnice 7) (7).

$$p_i - p_o = \frac{2T}{r} \quad \text{Rovnice 7(6, s. 24)}$$

p_i - tlak uvnitř alveolu, p_o - tlak vně těla, resp. alveolu, T - povrchové napětí, r – poloměr

2.6 Řízení dýchání

Dýchání lze popsat jako spontánní činnost částečně ovlivnitelnou vůlí, ale z velké míry řízenou chemicky. Dýchání jako takové je mimovolní rytmický pohyb. Dráhy pro nádech se sbíhají ke krčním segmentům C3-C5, odtud vychází frenický nerv. Dráhy pro výdech míří k motoneuronům hrudní míchy. Když dochází k nádechu, jsou aktivovány motoneurony inspiračních svalů, naopak při výdechu jsou aktivovány motoneurony expiračních svalů. N. phrenicus se po ukončení nádechu aktivuje a dojde ke zpomalení smrštivosti plic. Dýchání je díky tomu plynulejší.

Expirační a inspirační neurony nalezneme v prodloužené míše. Expirační neurony jsou ty aktivní během výdechu a inspirační se aktivují při nádechu.

Rozlišujeme dvě skupiny respiračních neuronů – dorzální a ventrální. Dorzálními neurony jsou myšleny především inspirační, které přenášejí vzruchy k motoneuronům frenického nervu. Neurony získávají informace díky n. vagus z chemoreceptorů. Ventrální neurony obsahují jak inspirační, tak expirační typy neuronů.

2.6.1 Chemoreceptory

Podstatou je dostatečné množství dýchacích plynů. Zaznamenávají se parciální tlaky plynů, PO_2 a PCO_2 .

Řízení dýchání centrálními chemoreceptory

Proces je možné popsat rovnicí alveolární ventilace (viz Rovnice 8)

$$P_aCO_2 = \text{koeficient} \frac{\text{produkce } CO_2}{\text{alveolární ventilace}} [\text{mmHg}] \text{ Rovnice 8(10, s. 189)}$$

Z rovnice vychází následující, P_aCO_2 je přímo úměrný produkci CO_2 a nepřímo úměrné alveolární ventilaci.

Řízení dýchání periferními chemoreceptory

Dochází k monitoraci P_aO_2 v plazmě. Chemoreceptory se nachází v glomus aorticus a glomus caroticus.

2.6.2 Mechanoreceptory

Pomalou se adaptující receptory (SARs)

SARs receptory nalezneme hluboko uložené v intrapulmonárních dýchacích cestách. Jsou velmi citlivé na napětí stěn dýchacích cest. Vzruch je veden do mozkového kmene přímo k pneumatotaktickému centru. Dochází k utlumení činnosti inspiračních neuronů a ukončení nádechu.

Rychle se adaptující receptory (RARs)

Obranné dýchací reflexy jsou odpovědí na aktivaci RARs. Za obranné reflexy se považují kašel a kýchání (11).

2.7 Fyzikální zákony

Dýchání je jako jev důležité vystihnout i ze stránky fyzikální. Existuje několik zákonů, kterými lze popsat reálné plyny. Mezi nejpodstatnější patří Fickův, Daltonův a Henryho zákon (12).

2.7.1 Fickův zákon

Fickův zákon (viz Rovnice 9) popisuje rychlost difuze, kdy koncentrační gradient ($\Delta c/\Delta x$) je přímo úměrný k hustotě difuzního toku ($n/A\tau$). V tomto případě se jedná o II. Fickův zákon, u kterého koncentrace difundované látky závisí na čase.

$$\frac{n}{A\tau} = -D \cdot \frac{\Delta c}{\Delta x} \quad \text{Rovnice 9(11, s. 47)}$$

Kdy n je látkové množství, A plocha průřezu, τ je čas, D difúzní koeficient (m^2/s), Δc rozdíl koncentrací a Δx rozdíl polohy. Záporné znaménko popisuje situaci, kdy difuzní tok směřuje opačně než koncentrační gradient (8).

2.7.2 Daltonův zákon

Daltonův zákon (viz Rovnice 10) určuje tlak plyné směsi. Směs plynu je tvořena ze složek, které nalezneme v celé dýchací soustavě. Každá složka má svůj parciální tlak a tyto tlaky tvoří celkový tlak plyné směsi (13).

$$p = \sum p_{i^*} [Pa] \quad \text{Rovnice 10(7, s.131)}$$

2.7.3 Henryho zákon

Zabývá se rozpustností plynů v kapalinách. Zákon (viz Rovnice 11) je definován tak, že při narůstajícím tlaku a konstantní teplotě dochází k rozpuštění většího množství plynů (12).

$$c = \alpha p \quad \text{Rovnice 11(12, s. 50)}$$

U výpočtu koncentrace c využíváme Bunsenův koeficient rozpustnosti α a parciální tlak plynu p (14).

2.8 Umělá plicní ventilace (UPV)

Přístroj, který pomáhá k úplné nebo částečné podpoře dýchacího systému díky přísunu plynů do plic (15). Jedná se o základní léčbu, která podporuje pacienta (16). UPV může být nasazena krátkodobě i dlouhodobě. Využíváme ji při ventilačních nebo oxygenačních poruchách (17).

2.8.1 Historie

Vývoj plicní ventilace sahá již do starověkého Řecka a Říma a během středověku byly zaznamenány další pokusy o její vývoj. Velký rozmach měl vývoj v předválečné době, na který se pak navázalo po roce 1950. Rozvoj UPV v posledních padesáti letech můžeme rozdělit do čtyř generací.

2.8.2 Cíle, indikace a terapie

Fyziologickým cílem umělé plicní ventilace je dosáhnout způsobu dýchání, které se nejvíce podobá základním fyziologickým funkcím zdravého člověka (16). Dochází k podpoře dýchání (alveolární ventilace a arteriální oxygenace), navýšení plicního objemu a poklesu dechové práce.

Pro indikaci k použití UPV se využívá hodnocení parametrů oxygenace, ventilace a plicní mechaniky (viz Tab. 2). Dalším parametrem je zhodnocení dle celkového stavu pacienta a dosavadního a předpokládaného vývoje jeho stavu (15).

Tab. 2 Indikace k využití UPV-převzato z (15)

Rozhodnutí o zahájení UPV
klinický stav
onemocnění
zhodnocení trendu
Plicní mechanika
dechová frekvence větší než 35 dechů/min
vitální kapacita menší než 15 ml/kg
maximální inspirační podtlak menší než 25 cmH ₂ O
Ventilace
apnoe
PaCO ₂ větší než 55 mmHg
Oxygenace
PaO ₂ méně než 70 mmHg při inspirační frakci O ₂ 0,4
alveolo-arteriální diference O ₂ více než 350 mmHg

Terapie umělou plicní ventilací se zahajuje při únavě dýchacího svalstva nebo dechové tísní, a dále při akutní respirační acidóze, hypoxemii. Napomáhá také ke snížení nitrolebního tlaku a stabilizaci hrudní stěny (15).

2.8.3 Rozdělení UPV

Podle **doby nutné pro využití UPV** rozlišujeme krátkodobou a dlouhodobou. Krátkodobá UPV zajišťuje dostatečnou plicní ventilaci při celkové anestezii. Dlouhodobá UPV je využívána ve chvíli, kdy dochází k ohrožení základních životních funkcí.

Z hlediska **možností pro průtok plynů** známe UPV negativním tlakem, která není vhodná pro těžce nemocné, a u člověka je při ní navozen podtlak na břišní a hrudní stěnu. UPV pozitivním tlakem je konvenční, vysokofrekvenční oscilační nebo vysokofrekvenční trysková (17).

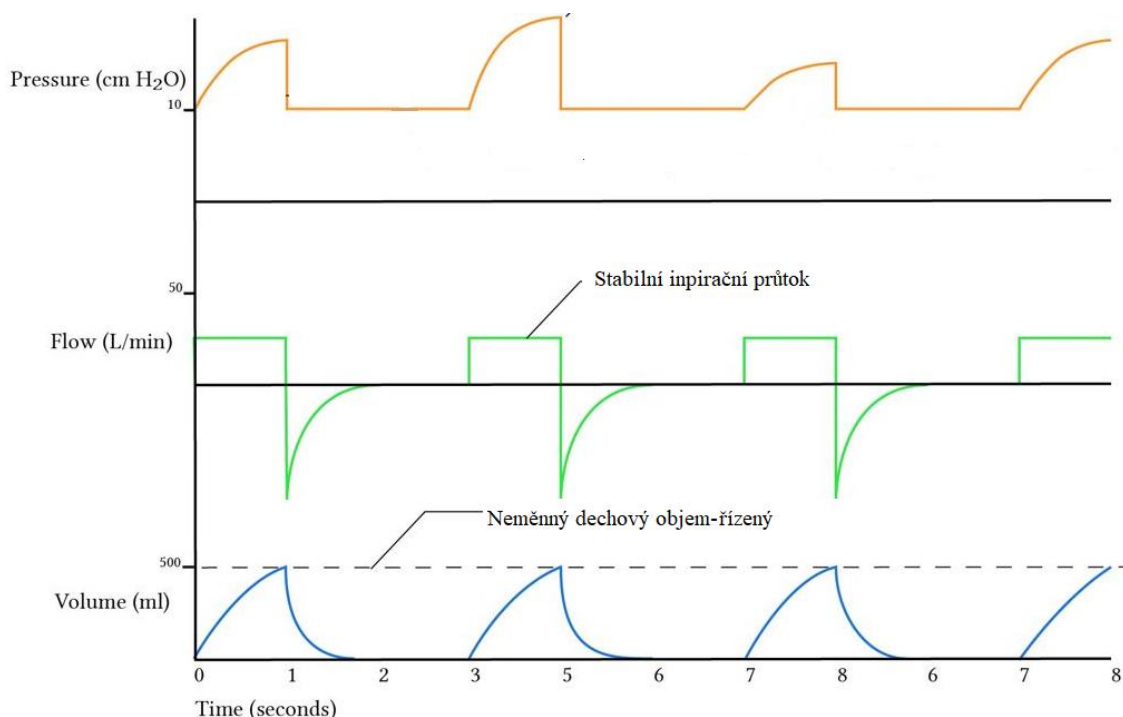
V **závislosti na věku** pacienta rozeznáváme systém novorozenecký a dětský, univerzální a ventilátor pro dospělé (počítáno dle váhy pacienta).

Ventilátory můžeme využít na různých místech a různými způsoby. Můžeme mít ventilátory pro intenzivní péči využívané na oddělení JIP, pro domácí péči nebo ventilátory obsažené v anesteziologických přístrojích, u kterých se předpokládá, že pacient má zdravé plíce. Další možností jsou ventilátory bez aktivního řízení výdechu, anebo pro transportní činnost, využívané v sanitních vozech a vrtulnicích záchranné služby (15).

Dle dechové aktivity pacienta rozlišujeme tři druhy ventilace. První možností je řízená ventilace. Ta plně nahrazuje dechovou aktivitu pacienta, přístroj sám řídí frekvenci, objem, poměr nádechů/výdechů a koncentraci O₂, toleruje spontánní ventilaci pacienta. Druhou možností je asistovaná, která se využívá v případě, kdy pacient spontánně dýchá, ale ventilace není dostatečná pro jeho organismus. Poslední možností je ventilace spontánní. Pacient je schopen dýchat samostatně, ale přístroj je nastaven pro případ, že by se u pacienta dostavily obtíže a samovolné dýchání by nebylo možné, nebo by se velmi omezilo (17).

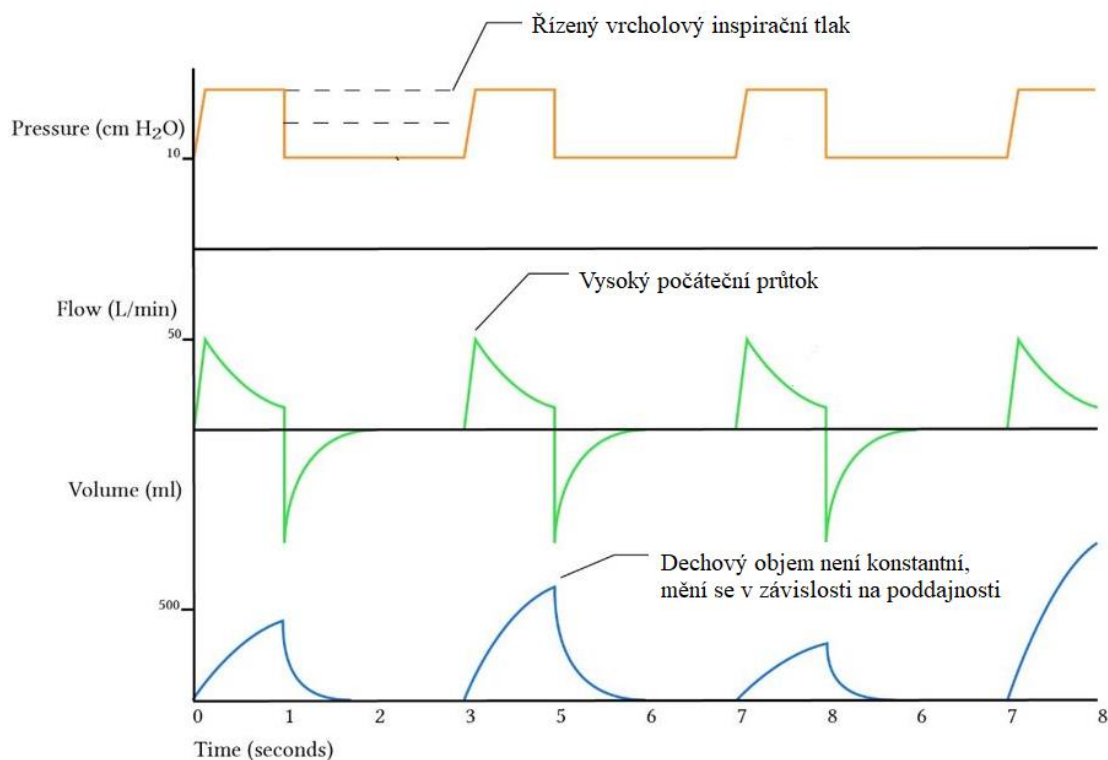
2.8.3.1 Konvenční ventilace

U konvenční ventilace je dechová frekvence spontánního dýchání srovnatelná s použitou frekvencí. Dechový objem při spontánním dýchání je podobný jako dechový objem při ventilaci (16). Vedení nádechu je zde zajišťováno jedním ze dvou parametrů. Prvním je průtok a druhým je tlak. Vždy jeden z těchto parametrů se stává na druhém závislý (18). Při **objemově řízené ventilaci** (viz Obr. 5) je přímo nastavena frekvence a dechový objem, liší se pouze tlak v dýchacích cestách. Režim CMV (Continuous Mandatory Ventilation) plně nahrazuje dýchání pacienta, vše je řízeno přístrojem. Při režimu SIMV (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) je dýchání pacienta spojeno se strojovým dechem. Přístroj vyčkává na spontánní nádech a poté vytvoří nastavený řízený dech.



Obr. 5 Objemově řízená ventilace-převzato a upraveno z (19)

Pro **tlakově řízenou ventilaci** (viz Obr. 6) jsou řídicími faktory: tlak v dýchacích cestách a frekvence, nastavení vrcholového tlaku, při dosažení nejvyšší hodnoty se režim nádechu přepíná na výdech. Tlakově řízené režimy jsou: PCV (Pressure Controlled Ventilation), PSIMV (Pressure Targeted Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation), PSV (Pressure Support Ventilation), ASV (Adaptive Support Ventilation) (17).



Obr. 6 Tlakově řízení ventilace-převzato a upraveno z (19)

2.8.3.2 Nekonvenční ventilace

Dalšími principy umělé plicní ventilace jsou postupy nekonvenční ventilace, která má zřetelně vyšší ventilační frekvenci a dechový objem je nižší, odpovídá objemu mrtvého prostoru, který je anatomicky udáván (16). Nekonvenční ventilaci lze provádět různými režimy, prvním z nich je **vysokofrekvenční ventilace (HFV)**, řízená ventilace s frekvencí vyšší než čtyřnásobek klidové dechové frekvence, dechový objem by se měl pohybovat nebo být menší než mrtvý prostor dýchacích cest, dle anatomických hodnot. Rozlišují se další typy jako např. vysokofrekvenční ventilace přerušovaným přetlakem (HFPPV), vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV), vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV) a objemově řízená vysokofrekvenční ventilace (TVC-HFV).

Dalším principem nekonvenční ventilace je **extrakorporální membránová oxygenace (ECMO)**, která se ale od vysokofrekvenční liší tím, že nemá vyšší ventilační frekvenci. Pomáhá okysličovat organismus a nahrazuje tím funkci srdce a plic, je nejčastěji využívána jako dlouhodobá podpora plicního nebo srdečního oběhu (17). U metody ECMO rozlišujeme dva typy zapojení VA-ECMO (femoro-femorální nebo femoro-axiální) nebo VV-ECMO (femoro-jugulární) – využívá se u respiračního selhání (16).

2.8.4 Klasifikace ventilátorů

Rozlišujeme dva základní typy ventilátorů, a to ventilátory s negativním tlakem nebo ventilátory s pozitivním tlakem.

2.8.4.1 Ventilátory s negativním tlakem

Ventilace negativním tlakem neboli podtlakem je složena z pevné komory, která je vzduchotěsná a obklopuje celý, nebo alespoň část hrudníku pacienta. Podtlak pod obalem vytvoří vakuová pumpa. K rozpínání hrudníku dochází díky poklesu tlaku v jeho okolí a výdech je pasivní. Výhodou tohoto typu ventilátoru je, že fyziologické tlakové poměry v plicích zůstávají zachovány. Mezi nevýhody, které převažují, se řadí složité přístrojové vybavení a celková rozměrnost, dále také omezený přístup k nemocnému. Systém je ale spíše nevýhodný.

2.8.4.2 Ventilátory s pozitivním tlakem

Ventilace pozitivním tlakem vytváří přetlak na začátku dýchacího systému a vzduch je tlačěn do plic. Dýchání v tomto případě není spontánní, tlakový poměr v plicích je zcela odlišný. Jedná se o nejrozšířenější typ ventilátorů (16).

2.8.5 Technický popis přístroje

Ventilátor lze obecně popsat jako generátor proudu vzduchu, který je řízen složitým počítačovým systémem (18). Přístroj je složen z řídicí jednotky, kontrolního panelu, zdroje pohonu, pneumatického okruhu a výdechového ventilu.

Řídicí jednotka

Řídicí jednotka (ŘJ) koordinuje činnost ostatních komponentů plicní ventilace tak, aby dechový cyklus byl prováděn správně, podle určeného ventilačního režimu.

Dle konstrukce řídicí jednotky rozlišujeme generace:

- I. generace-ŘJ složena pouze z mechanických částí,
- II. generace-ŘJ elektronická,
- III. generace-ŘJ tvoří mikroprocesor,
- IV. generace-ŘJ s mikroprocesorem využívá systému zpětné vazby, usnadňuje spontánní úpravu vlastností dechového cyklu oproti plánovaným hodnotám.

Kontrolní panel

Kontrolní panel umožňuje nastavování nebo změnu parametrů ventilace pomocí ovládacího panelu. Lze nastavit čtyři proměnné: objem, průtok, tlak a čas. Vzájemné spojení těchto údajů řídí vlastnosti tvořených dechů.

Zdroj pohonu

Pro tvorbu tlakového rozdílu mezi pacientem a ventilátorem je nutný zdroj energie. První možností je zdroj energie v podobě stlačeného plynu z tlakové lahve nebo centrálního rozvodu. Druhou možností je využití elektrické energie, respektive se jedná o počítačem řízený krokový motor, který tvoří hybnou sílu důležitou pro nádech.

Pneumatický okruh

Stlačený vzduch a kyslík jsou smíšeny ve směšovači, aby množství kyslíku ve vdechované směsi odpovídalo nastavené hodnotě. Rozlišujeme vnitřní a vnější okruh ventilátoru.

Vnější okruh je systém hadic, který spojuje dýchací cesty pacienta a ventilátor. Plyn do dýchacích cest je veden prostřednictvím inspiračního ramene okruhu, zpět do ventilátoru je veden přes expirační rameno okruhu. Expirační a inspirační větev je spojena Y-spojku, která je napojena na zvlhčovač a ohřívač dýchací směsi.

Vnitřní okruh je spojení hadic a ventilů. V závislosti na typu přívodu plynů rozdělujeme ventilátory na jednookruhové nebo dvouokruhové. Rozdíl je v tom, zda jsou plyny přiváděny k nemocnému přímo vnitřním okruhem, nebo jsou plyny od dýchacích cest odděleny.

Výdechový ventil

Výdechový ventil se nachází uvnitř ventilátoru. Během nádechu se ventil uzavře a usměřuje tok plynů do dýchacích cest pacienta, naopak při výdechu se otevírá.

Alarmy ventilátoru

Většina ventilátorů obsahuje alespoň základní alarmy pro rychlé upozornění na poruchu nebo špatnou funkci, čímž chrání zdraví pacienta. Alarmy jsou rozděleny na vysokou, střední a nízkou naléhavost, každý stupeň je odlišen jiným varovným signálem a barevnou signalizací. Důvod zapnutí výstrahy je uveden na monitoru přístroje. Příkladem výstrahy může být alarm nízkého/vysokého minutového objemu, alarm nízkého/vysokého dosaženého maximálního tlaku nebo alarm přerušení dodávky elektrického proudu do ventilátoru (16).

2.8.6 Fáze dechového cyklu na plicním ventilátoru

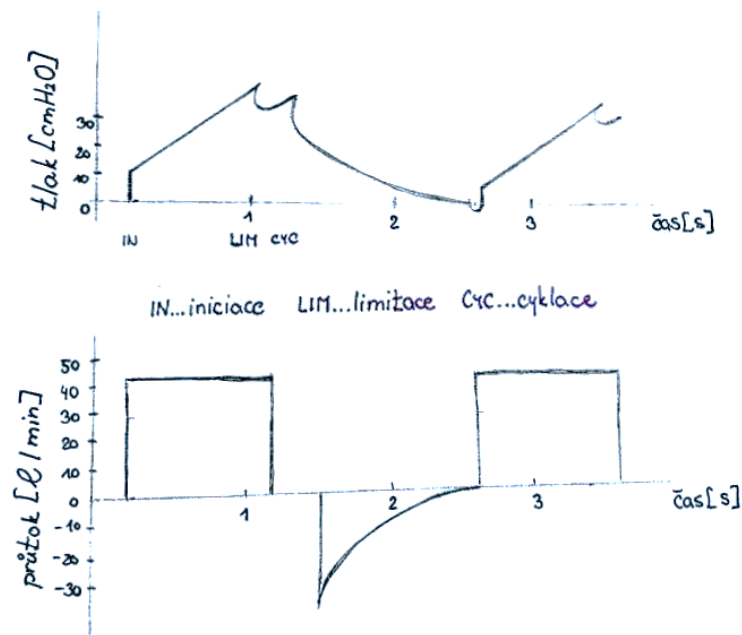
Dechový cyklus je rozdělen do čtyř fází z hlediska směru pohybu plynů systémem.

Inspirační fáze začíná iniciací, kterou lze popsat jako zahájení nádechu. Další fází je limitace, což je dosažení určité nastavené hodnoty tlaku nebo průtoku plynů a poslední fází je cyklování. K cyklování dochází, je-li dosažena podmínka limitace (viz Obr. 7).

Inspirační pauza se u některých přístrojů nevyskytuje. Jedná se o prodlevu, při které dýchacími cestami neproudí vdechovaná směs plynů.

Expirační fáze je pasivní fází dechového cyklu.

Expirační pauzou nazýváme poslední fázi dechového cyklu. Časována je od ukončení proudění vzduchu na konci expiria po zahájení nového nádechu (20).



Obr. 7 Fáze dechového cyklu objemově řízené ventilace-převzato a upraveno (20)

2.9 Rešerše konstrukčních postupů

Při hledání konstrukčních možností, jak vytvořit pasivní model plic bylo vycházeno z několika odborných článků. Prvními konstrukcemi jsou modely, které jsou popsány v článku *Fyzické modely respirační soustavy a možnosti jejich využití* na ČVUT v Praze na Fakultě biomedicínského inženýrství, autory článku jsou Ing. Jakub Ráfl, Ph.D. a prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D. Nejlepší co se týče jednoduchosti jsou modely, u kterých je pevně dána poddajnost a průtočný odpor. Podle způsobu realizace poddajnosti se modely rozdělují na využití pružných měchů či rigidní objemy.

První možností tzn. konstrukce modelů s pružnými měchy a fixní přívodní tubicí. Pod pojmem pružné měchy si můžeme představit např. balónek nebo měch, který se používá u nožních pump. Jsou tvořeny přívodní tubicí, která určuje, jaký bude průtočný odpor a vakem, u kterého na systém nemá vliv jeho objem ale spíše pružnost, která simuluje poddajnost. Hlavní v tomto systému je pružnost, poddajnost a schopnost změnit objem. Při změně objemu dochází k rozdílu tlaků mezi vnitřním a vnějším prostředím. U některých modelů můžeme manuálně nastavit odpor nebo poddajnost. Změna odporu se řeší rozšířením nebo zúžením přívodní trubice. Poddajnost se reguluje přesunutím spony po vaku, tím dochází k omezení rozpínivosti. Poddajnost u těchto modelů ale nejde určit výpočtem a na poddajnost bude mít vliv i opotřebenost materiálu. Nevyužívají se ke kalibračním přístrojům. Tento systém je využíván u modelů SmartLung Adult nebo Dual Adult TTL Model 5600i. SmartLung Adult je tvořen jedním plicním měchem s nastavitelným posunem spony. Dual Adult TTL Model 5600i je tvořen dvěma vertikálně uloženými elastomerovými měchy. Každý měch má objem max. 2 litry, poddajnost v rozmezí od 0,01-0,1 l/cmH₂O, která je nastavitelná pro každou plíci zvlášť. Odporů jsou umístěny v horních cestách dýchacích a další v přívodech k jednotlivým měchům. Parametry lze nastavit pro každý měch samostatně. Využívá se jako trenažér a testovací model.

Druhou možností jsou modely s rigidním objemem. Podstatou těchto modelů je pevná baňka s velkým objemem, jejíž velikost je neměnná i při zvýšení tlaku. Do nádoby jsou zavedeny trubice, které zajišťují rezistanci a poddajnost zde zajišťuje přímo baňka. Tyto modely mají výhodu v neměnných parametrech odporu a poddajnosti. Zvýšení objemu plynů se projeví přírůstkem tlaku v baňce. Objem baňky a střední tlak v ní určují poddajnost.

Na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT mají sestavený rigidní model složený z 137 l plastového boxu, ve kterém je umístěn plynový hořák a vodní chlazení. Jedná se tedy o metabolický simulátor. Systém díky spalování propan-butanu produkuje oxid uhličitý a dochází k spotřebě kyslíku. Vodní chlazení zajišťuje kondenzaci par a stálost teploty zplodin. Box je izolován od změn teplot v okolí, odpor je řešen pneumatickými odpory a poddajnost je 0,097 l/cmH₂O. Model má integrovaný senzor tlaku i senzor průtoku, které jsou umístěny vně modelu a uvnitř jsou zabudovány analyzátory O₂ a CO₂. Takže na tomto přístroji lze sledovat spotřebu O₂ a vznik CO₂ (21).

V článku *Multicomponent Aerosol Particle Deposition in a Realistic Cast of the Human Upper Respiratory Trac* je popsán model, který má základ v modelu bronchiálního stromu zveřejněný Schmidtem a kol. Byl vytvořen silikonový 3D model, který byl velmi podrobně rozpracován na jednotlivé segmenty, ty byly pro názornost očíslovány od 1 do 32. Celý model byl velmi podobný reálnému dýchacímu systému člověka (22).

Dalšími možnostmi modelů jsou modely popsané v kapitole 3.1 Cíle a výzkumné předpoklady.

V rámci hledání rešerší bylo nalezeno mnoho článků, které se modelováním systému nezabývají z konstrukční stránky, ale vše řeší matematickými postupy a simulacemi ve virtuálním prostředí.

3 Výzkumná část

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Hlavním cílem této práce bylo zkonstruovat pasivní model plic a ověřit jeho základní funkčnost. Záměrem bylo vytvořit tento model přímo pro Technickou univerzitu v Liberci Ústav pro nanomateriály, pokročilé technologie a inovace, kde bude dále zkoumán a využíván. Nejprve bylo nutné, důkladně se zamyslet nad systémem modelu, který je v našich podmínkách možné sestrojít. V rámci rešerší odborných článků byly prostudovány popisy experimentálních modelů, které se používaly nebo používají ve světě.

Článek s názvem *Determination of functional residual capacity (FRC) by multibreath nitrogen washout in lung model and in mechanically ventilated patients* byl publikován v časopise *Intensive Care Medicine*. Autoři využili k sestrojení modelu 10 l skleněnou nádobu a 1,5 l gumový vak, vsazený mezi dvě plexiskla. Vak představuje poddajnou část plic při nádechu. Vrchní plexisklo je zatíženo závažím, které napomáhá ke stlačení vaku při výdechu. Poddajnost u modelu je 40 ml/mbar. Různých plicních objemů dosáhl autor použitím různých hladin vody v nádobě. Mísení vzduchu uvnitř modelu je realizováno vestavěným větrákem. Celý systém je samostatnou trubicí pro nádech a výdech napojen na ventilátor EVITA 2, který je nastaven na objemově řízenou ventilaci s konstantním inspiračním průtokem 40 l/s. Respirační rychlost je 10 nádechů za minutu, poměr mezi nádechem a výdechem je 1:2 (23).

Článek *A two-component simulation model to teach respiratory mechanics* vznikl na berlínské univerzitě. Autoři využili ve svém modelu rozpínací gumový měch o objemu 30 l, který umístili do dnem vzhůru otočené plexisklové nádoby o objemu 23 l. Gumový měch simuluje v tomto případě plíce. Nádobu simulující hrudník, pak umístili do vodou naplněné nádoby a zatížili jí protizávažím, aby se vytvořil roztažitelný vzduchem utěsněný prostor. Protizávaží bylo spojeno s 10 N závažím, které je nastavené na pružině, která mění svou velikost v závislosti na klidové poloze nebo vyzvednutí nádoby na druhé straně systému. Závaží je v rámci bezpečnosti uchyceno na bezpečnostní pojistce. Polyetylové hadice spojují systém dohromady a simulují dýchací cesty člověka. Vzduch je dovnitř pumpován pomocí velké injekční stříkačky. Hrudník a plíce jsou mechanicky

spojeny a ohraničeny pleurálním prostorem vytvořeným mezi plexiskly a měchem. Pomocí manometrů zapojených v systému lze měřit pleurální a intrapulmonální tlak. Přidání 200 g závaží na protizávažnou desku má za následek postupné rozšiřování „hrudní“ komory, čímž se dále snižuje pleurální tlak a dochází k po sobě jdoucímu pasivnímu nafukování plicí. Přidáním 200 g závaží na horní část plexisklové nádoby se stlačuje hrudní komora, čímž se zvyšuje pleurální tlak a simuluje se expirace expiračního rezervního objemu. (24)

Posledním článkem, který je v této práci rozebírán je *A novel mechanical lung model of pulmonary diseases to assist with teaching and training*. Jedná se o mechanický model bez elektroniky a akčních členů. Plicní objem v tomto případě představuje 6 latexových měchů. Každý měch i při smrštěné formě obsahuje 200 ml vzduchu. Maximální objem jednoho měchu je 1200 ml nad funkční reziduální kapacitu. Každý měch je napojen na hadici o průměru 4 mm, která se dále napojuje na jednu větší hadici o průměru 13 mm, skrz redukční ventil, větší průměr hadice je pak napojen k ventilátoru, který do modelu pohání vzduch. Každý měch je zatížen kovovou plošinou, která se rozevírá se zvyšující se výškou měchu. Vzestup plošiny je ale omezen. Mezi každý měch a běžnou hadici je umístěn redukční ventil, má napomáhat při zohlednění změny velikosti nebo obstrukci (25).

Inspirací pro vytvoření modelu bylo několik výzkumů, které probíhaly a probíhají ve světě, tak jak bylo uvedeno výše. Tato práce však byla vedena vlastní cestou a z popisovaných modelů byly využity pouze jednotlivosti. Bylo vytvořeno základní schéma, od kterého se dále odvíjel výběr materiálů a komponentů. Materiály a komponenty byly vybírány tak, aby byly odolné, dostupné a jejich funkčnost byla co nejjednodušší.

Model byl sestaven a následně ověřen, z hlediska funkčnosti a předpokladů dalšího využití. Následně byl napojen na umělou plicní ventilaci a pomocí tlakového snímače zapojeného do osciloskopu byly vykresleny grafy pro zvolená místa měření. Byly naměřeny základní hodnoty, které se následně přepočítávaly do jednotek, které měly pro výzkum vypovídající hodnotu.

Výzkumným předpokladem této práce bylo, že na navrženém modelu budou moci být prováděny experimentální studie. Studie povedou k lepšímu pochopení biomechanických jevů v dýchacích cestách člověka.

3.2 Metodika výzkumu

Výzkum byl realizován na budově CXI na Oddělení fyzikálních měření Technické univerzity v Liberci v období listopad 2019 až červen 2020. Metoda výzkumu je kvantitativní. Práce začíná teoretickou částí, která popisuje anatomickou stavbu dýchacího systému a fyziologii dýchání. Dále se zabývá umělou plicní ventilací. Výzkumná část byla zaměřena na tvorbu modelu, který bude možné dále využívat. Bylo navrženo schéma, nalezeny vhodné komponenty pro samotnou stavbu modelu a poté následovala samotná realizace. Po sestavení byl model funkčně ověřen. Na závěr dochází k interpretaci výsledků a vyvození závěrů.

3.2.1 Konstrukce vlastního modelu

Model byl na základě rozhodnutí řešen podobně jako v článku (23). Cílem bylo nasimulování proudění vzduchu do obou plic.



Obr. 8 Baňky využité v modelu (zdroj: vlastní)

Byly využity dvě skleněné baňky (viz Obr. 8), každá z nich má jiný objem. Jedna baňka má objem 4000 ml a druhá 5000 ml. V tomto případě byl objem 4000 ml umístěn na levou stranu a baňka s objemem 5000 ml na stranu pravou. Nestejný objem nádob byl zvolen jako znázornění rozdílných plicních objemů v lidském těle. Nádoby byly uzavřeny zátkami (viz Obr. 9). Zátky byly vytvořeny z pěnové gumy, která je na obou stranách zafixovaná v destičkách o výšce 3 mm. Gumový kroužek je o několik milimetrů větší v průměru, než je hrdlo. Bylo tak zabezpečeno lepší utěsnění v nádobách. Do zátek byly vytvořeny dva otvory, skrz které byly provléknuty hadice o průměru 12 mm.



Obr. 9 Zátka (zdroj: vlastní)

Dva vaky (viz Obr. 10) tvoří další část systému. Do finálního modelu byly využity dva skládací 3 litrové kanystry, které jsou vyrobeny z nízko hustotního polyethylenu (LDPE). Uzávěr kanystrů byl využit klasický šroubovací. Nebylo možné použít původní uzávěry, protože jsou určeny k vypouštění vody, což k našemu účelu není využitelné. Kanystry simulují rozpínací měchy, do kterých bude pumpován vzduch. Skrz víčko kanystru byl vytvořen otvor na provlečení přípojky na hadici (viz Obr. 11). Uvnitř byly přípojky zajištěny maticí.



Obr. 10 Nafukovací vaky (zdroj: vlastní)

Celý systém byl propojen hadičkami o průměru 12 mm. Celý náčrtek modelu je součástí příloh (viz Příloha A).



Obr. 11 Uzávěr s napojím na hadice (zdroj: vlastní)

První větev o průměru 12 mm vychází z baňky přímo k umělé plicní ventilaci. Takto je systém řešen pro levou, tak i pravou baňku. Druhá větev vede z baněk do nafukovacích měchů. Z každé baňky vychází jedna hadice, která je následně Y-spojky rozvětvena na dvě větve. Do každé této větve byl umístěn jednosměrný ventil, který nám vzduch propouští pouze jedním směrem, dle zapojení. Při konstrukci bylo nutné ventily lehce poupravit, aby jejich účinnost byla vyšší. Množství vzduchu bylo ovládáno redukčními ventily, které byly umístěny taktéž na obě větve systému. Poté byly obě větve opět spojeny Y-spojku do jedné, která vstupuje do nafukovacího měchu. Z důvodu využití hadice o průměru 12 mm, které musejí mít i kvůli ventilům větší tvrdost a špatně se s nimi pracuje, byly pro lepší manipulaci s hadicemi využity úhlové spojky.

Model je umístěn v držáku, který byl vyroben z dřevěných desek. Desky tvoří základnu a boční stěnu. V boční stěně je vyfrézovaný otvor pro ukotvení držáků na baňky a dále je v ní zakotveno uchycení hadic s ventily. V přední části základny byly vytvořeny ještě dva menší držáky na rozpínací měchy. Na jedné straně je příklopná deska spojena panty s podložkou a na druhé straně zůstala volná, aby bylo umožněno napumpování vaku. Zvedání příklopné desky bylo redukováno zapojením tažné pružiny s odpovídající tuhostí a velikostí. Pružina byla do systému zapojena tak, aby po nádechu, který příklopnou desku zvedne, ji opět stáhla zpět. Pružina byla zabudována jedním koncem do základové desky a druhým na odklopné víko.

3.2.2 Konstrukční problémy

Nejsložitější úkolem v rámci konstrukce modelu bylo vymyslet, jak bude řešen systém nafukovacího měchu. Cílem bylo využít něco, co je snadno stlačitelné a kompaktní.

První myšlenkou bylo využít klasickou nožní pumpu neboli žábu. V současné době se prodávají ručně stlačitelné pumpy, které ovšem nedisponují větším objemem. Další variantou byla klasická nožní pumpa. U těch je možné vybrat různé velikosti, ale naším cílem bylo, aby bylo možné měch nafouknout a vyfouknout pomocí UPV. Nožní pumpa v sobě ale má zabudovaný otvor pro nasávání vzduchu. Druhým důvodem, proč tento systém nemohl být využit, byla pružina, která je uvnitř pumpy a napomáhá k rychlému zpětnému nafouknutí. Další myšlenkou bylo využít klasický zdravotnický ambuvak.

Vyrábějí se také v různých velikostech podle toho, pro koho jsou určeny. U ambuvaků je také problém s nasáváním vzduchu z okolí. Tento nedostatek by se však dal vyřešit. Důvodem, proč nebyl využit, byla jeho neforemnost, neboť byla potřeba systém uchytit a stlačit, a to s tímto tvarem není moc řešitelné. Poslední navrhou a neúspěšnou možností bylo využití rezervoáru na vodu, který využívají cyklisté při jízdě, aby mohli pít i bez zastavení. Důvodem, proč nebyl využit, byla nejasnost ve velikosti a umístění výpusti u tohoto vaků a také jeho neforemnost.

Nakonec byl jako nafukovací měch pro model použit takzvaný skládací kanystr na vodu, protože se jevil jako nejvhodnější možnost. V případě použití skládacího kanystru na vodu, nevyvstal problém, že by došlo k samovolnému nasávání vzduchu a nebyl zde ani problém s jeho neforemností. I přesto, že byl kanystr utěsněn neoriginálním víčkem, zde nevznikaly žádné netěsnosti.

Obecným problémem při sestavování modelu bylo i samotné sehnání skleněných baněk v těchto velikostech.

3.2.3 Experimentální ověření

Model (viz Obr. 12) byl sestaven dle schématu, které bylo navrženo (viz Příloha A). V tomto stavu byl model připojen na umělou plicní ventilaci. UPV byla napájena stlačeným vzduchem, který byl hnán skrz přístroj do modelu.

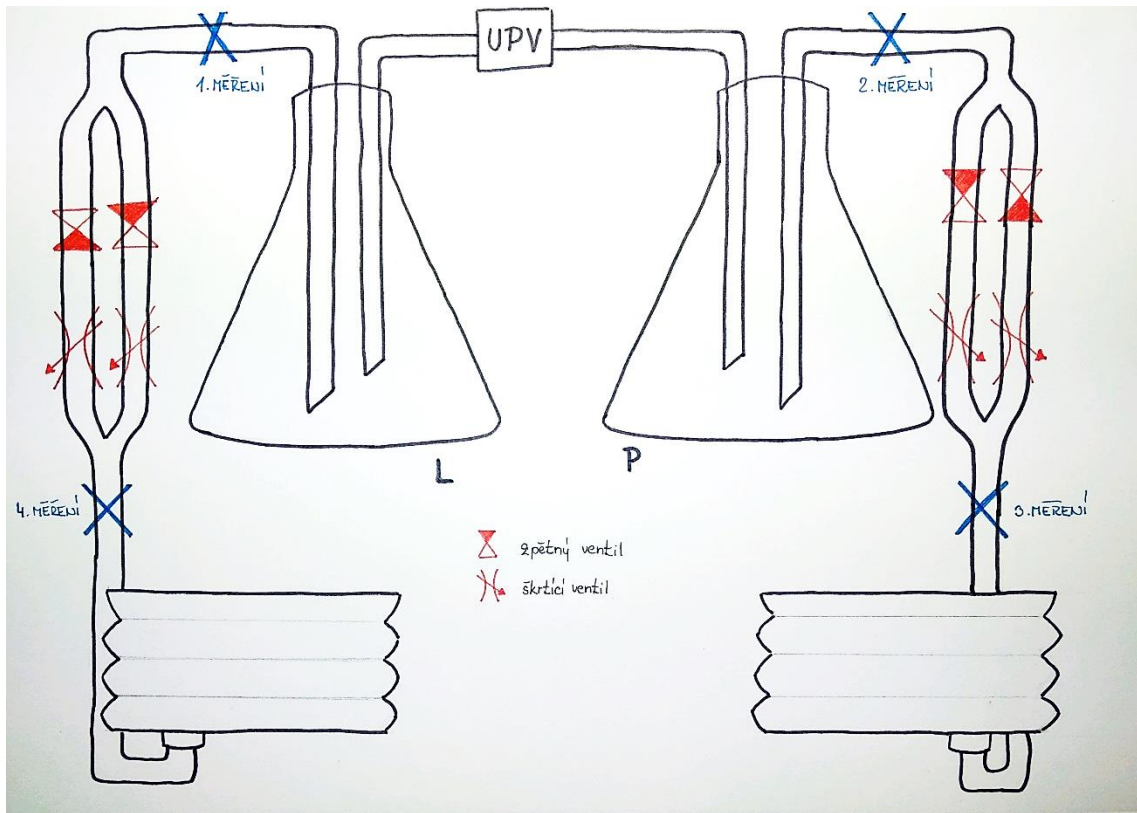
Nejprve bylo nutné celý systém správně nastavit. Zpětné ventily bylo nutné nastavit, aby pro tento tlak byla zajištěna jejich správná funkčnost. Další doladění bylo nutné udělat i u pružin. Musely být zkráceny na stejnou délku, která bude v bodě natažení mít takový zpětný tah, aby došlo ke stažení příklopné desky zpět do nižší polohy. Pružina byla zkrácena na délku podstavy držáku nafukovacích měchů. K úplnému stlačení měchů tedy nedochází, vždy uvnitř zůstane zbytkový objem, ale pružina si při daném tlaku najde ideální polohu, v které následně funguje. Funkční ověření bylo provedeno tlakovým snímačem DMP 331Pi od firmy BD SENSORS napojeným na osciloskop. Snímač má rozsah od 0 do 400 mbar relativní, výstup od 4 do 20 mA a měří s přesností 0,1 %. Měření probíhalo na obou větvích modelu a ve dvou různých místech.



Obr. 12 Reálný model (zdroj: vlastní)

Simulace s funkčním ověřením probíhala následovně. Nejprve byla umělá plicní ventilace napojena na zdroj stlačeného vzduchu, který je přiveden potrubím přímo do laboratoře. Poté byly na ventilaci nastaveny hodnoty klidného vdechu, v tomto případě 600 ml a dechová frekvence byla nastavena na 18 vdechů/min. Byl otevřen uzávěr, který sloužil jako přívod plynu do modelu. Za uzávěrem byla přívodní hadice rozdělena na dvě větve. Jedna pro levou, druhá pro pravou větev. Hadice vedly do baněk, jak již bylo popsáno dříve. Z baněk vystupuje další hadice, která vede vzduch k měchům. Při prvním měření byla měřena levá větev po výstupu z baňky. Tato část systému byla rozdělena a byla zde napojena Y-spojka, z níž jedna větev dále pokračuje v systému a do druhé zdířky byl napojen snímač. Druhé měření probíhalo stejně jako v předchozím případě, ale bylo prováděno na pravé straně. Třetí a čtvrté měření probíhalo obdobně, pouze byl snímač umístěn až za zpětnými a redukčními ventily směrem k nafukovacímu vaku. Nutno říct, že redukční ventily byly při testování naplno otevřeny. Třetí měření probíhalo tedy na pravé straně a čtvrté na straně levé. Místa měření jsou zakreslena ve schématu (viz Obr. 13). Na tato dvě poslední snímání neměl vliv objem baňky. Osciloskop po správném nastavení zobrazoval průběh dechového cyklu a při měření zaznamenával

hodnoty času v s a napětí ve V, které byly následně uloženy na externí zařízení. Pro každé měření byly vytvořeny 2 soubory hodnot v delším a kratším časovém rozsahu.



Obr. 13 Schéma zapojení se zakreslenými body měření (zdroj: vlastní)

3.3 Analýza výzkumných dat

Experimentem získané hodnoty odpovídají hodnotám času a napětí. Hodnoty byly seskupeny v Excel tabulce, zvláště pro každé měření. Tabulku bylo nutno správně naformátovat a dále s ní bylo pracováno.

Hodnoty napětí bylo nutné pomocí základního vzorce pro odpor (viz Rovnice 12) přepočítat na proud.

$$I = \frac{U[V]}{R[\Omega]} [A] \quad \text{Rovnice 12(12, s. 74)}$$

Odpor byl v tomto případě zadán na 180 Ω . Následně se proud v jednotkách A převedl na mA. Proud v jednotkách mA se spolu s hodnotami ze snímače přepočítával na hodnoty tlaku v jednotkách mbar. Tlak v mbar pro různé proudy byl dopočten ze vztahu, kdy 20 mA odpovídalo 400 mbar. Hodnoty pro přepočet byly vzaty z údajů na tlakovém

snímači. Tato jednotka by jako základní již stačila, ale pro přehlednost vzhledem k ostatním grafům byla hodnota v mbar přepočtena pomocí převodního vztahu na hodnotu v cmH₂O, kdy 1 mbar se rovná hodnotě 1,01974 cmH₂O. Převodní vztah je uveden i v Seznamu použitých symbolů. Stručný záznam z měření je součástí kapitoly 4 Výsledky a diskuze, soubor měření můžeme vidět v tabulce (viz Příloha B).

Hodnoty, které byly vypočteny pomocí Excelu jsou vykresleny na osy. V tomto měření se jedná o závislost tlaku v cmH₂O na času v s. Tlak je v tomto případě ale pouze jednou ze tří základních veličin. Dále se dá vyjádřit závislost průtoku na času, anebo objemu na času.

Pro lepší efekt byly naměřené hodnoty převedeny do programu Matlab a zde pomocí jednoduchého kódu vykresleny. Jedinou úpravou, která na datech musela být provedena, byla změna interpunkčního znaménka, jakožto oddělovače desetinného místa na podporovaný formát v Matlabu.

4 Výsledky a diskuze

Hlavním cílem této práce bylo sestavit pasivní model plic. Pro sestavení byly vzaty v úvahu různé odborné články, které se touto problematikou zabírají. Informace uvedené v článcích byly ale v obecné rovině. Proto bylo nutné si celý model domyslet nejen z hlediska materiálů, komponentů, ale také z hlediska funkčnosti.

Na sestaveném modelu bylo z hlediska ověření funkčnosti provedeno celkem osm měření. Čtyři měření proběhla na levé straně a čtyři měření proběhla na pravé straně modelu. Dvě měření zaznamenávala delší časový průběh a další dvě měření kratší časový průběh. Pro celkové zhodnocení průběhů však byla použita z každé strany pouze ta měření v delším časovém rozsahu. Měření probíhala na místě výstupu z baněk a na místě za redukčními a zpětnými ventily.

Z měření, která byla prováděna v místech výstupů z baněk vyplývá, že levá strana modelu a pravá strana modelu mají rozsahy hodnot tlaku téměř shodné.

Na levé straně (1. měření) (viz Graf 1) sahá tlak od 22 do 57 cmH₂O a na pravé straně (2. měření) (viz Graf 2) od 23 do 58 cmH₂O. Oba grafy při výstupech z baněk během 1,5 s zaznamenávají strmý vzestup, znázorňující přívod vzduchu do systému, který je zakončen na 57-58 cmH₂O. Tato nejvyšší hodnota se nazývá peak airway pressure, což lze přeložit jako maximální tlak v dýchacích cestách. Následuje exponenciální pokles, který signalizuje začátek expirační fáze dechu. Krátké ustálení se objeví na hodnotě 22-23 cmH₂O, kterou lze brát jako PEEP (Positive End Expiratory Pressure) neboli pozitivní výdechový tlak. V rámci vyhodnocení z hlediska fyziologie a režimů UPV, jsou hodnoty lehce zvýšené než ve fyziologicky běžném stavu (viz Obr. 5).

Z měření, která byla prováděna v místech za redukčními a zpětnými ventily vyplývá, že levá strana modelu a pravá strana modelu mají lišící se rozsahy hodnot tlaku.

Na levé straně (4. měření) (viz Graf 4) sahá tlak od 22 do 33 cmH₂O a na pravé straně (3. měření) (viz Graf 3) od 24 do 38 cmH₂O. Zde se projevuje rozdíl v objemech baněk, kdy levá baňka má menší objem. Rozsah hodnot tlaků je zde v porovnání s první skupinou měřených hodnot menší. Hodnoty zde při nádechu také strmě stoupají a dosahují maxima v hodnotách 33-38 cmH₂O. Křivka expirační fáze dechu nemá příliš exponenciální tvar. Celkově je graf zašumělý. Na tyto skutečnosti mohou mít vliv zpětné ventily, které

vzduch propouští a dále také stlačovaný měch, který objem zvětšuje současně s natahováním pružiny, kterou však její tahová síla vrací zpět do původního stavu.

Zpracovaná data byla shromážděna při sérii prvních měření tohoto modelu.

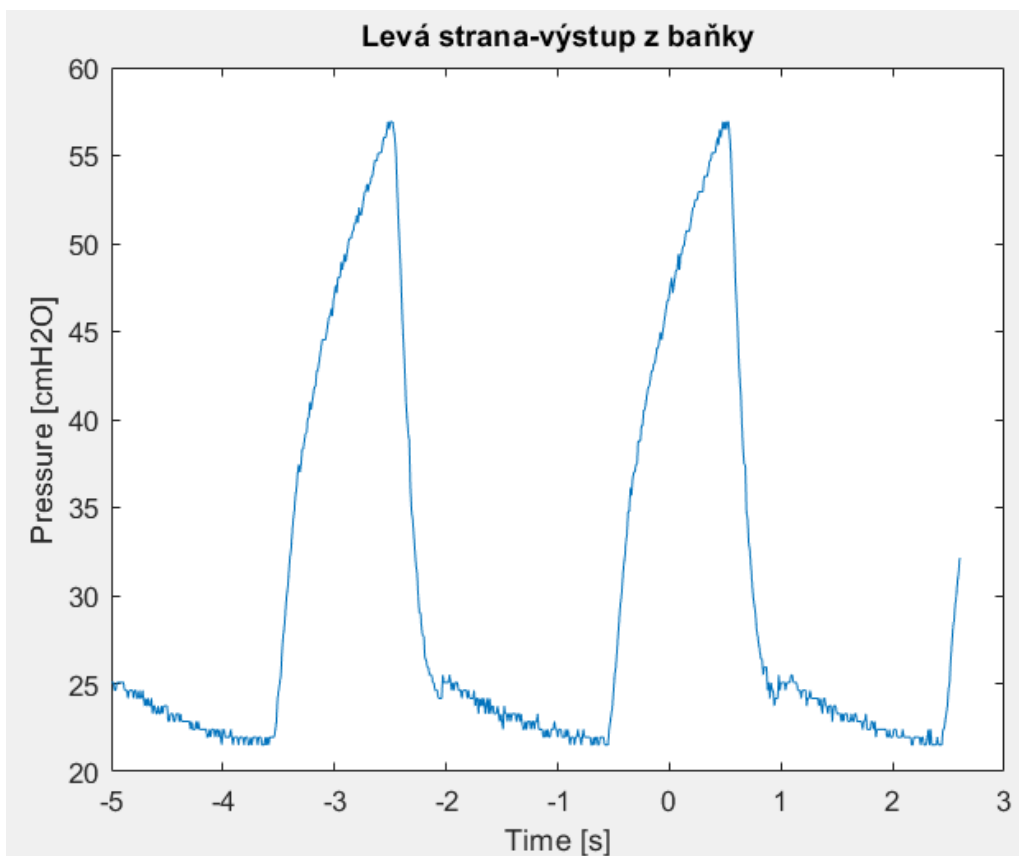
Pro další využití modelu je možná variabilita řešení, která spočívá v následujících hypotézách.

V modelu byly použity redukční ventily, kterými lze korigovat proudění vzduchu z maxima na minimum, popř. ho úplně zastavit. V těchto měřeních, která byla provedena, se redukční ventily nechávaly otevřené na maximum. Pomocí redukčních ventilů lze systém dále nastavovat a doladřovat na potřebné hodnoty zkoumání.

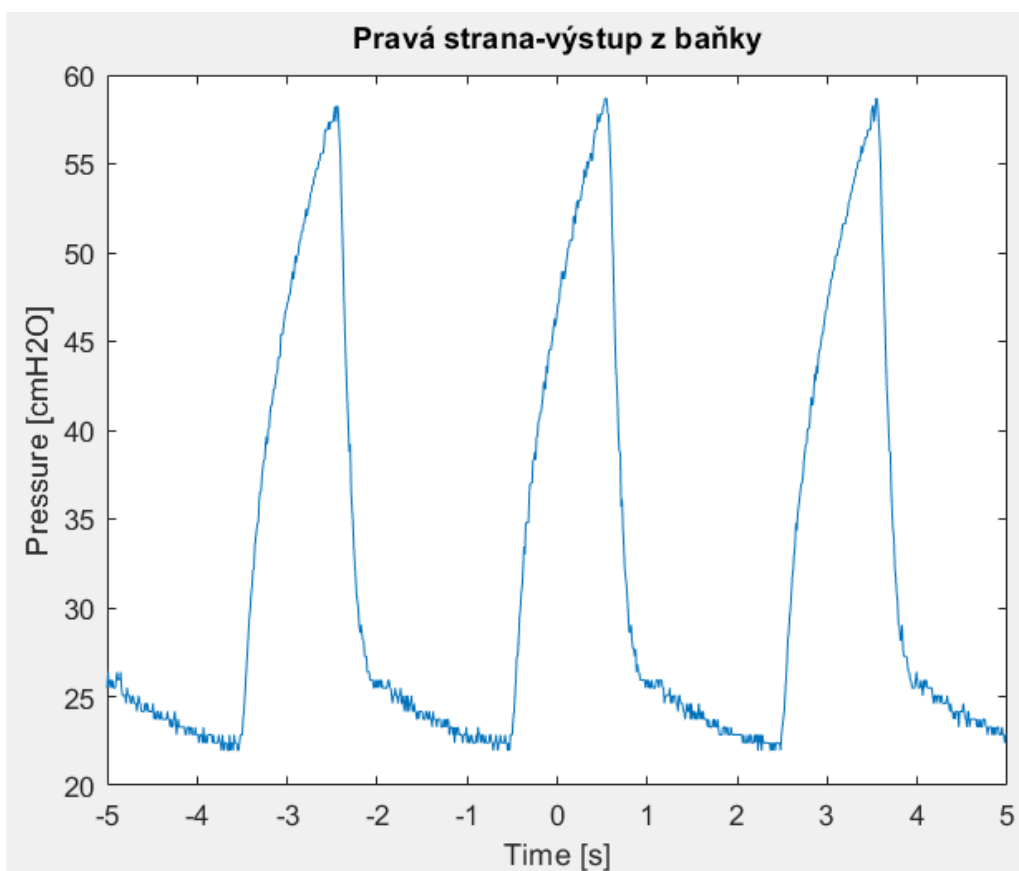
Dalším faktorem, jež může ovlivnit výsledky měření bude objem vody, kterým jsou nádoby naplněny. Voda v nádobě stanovuje funkční residuální kapacitu, která v plicích člověka zůstává neustále. Při měření těchto hodnot nebyla voda v modelu využita.

Tyto možné proměnné budou předmětem řešení dalších prací, které budou navazovat i na jinou kvalifikační práci, jež na Oddělení fyzikálních měření už vznikla. K ovlivnění výsledků dojde i při špatném nastavení hodnot na umělé plicní ventilaci.

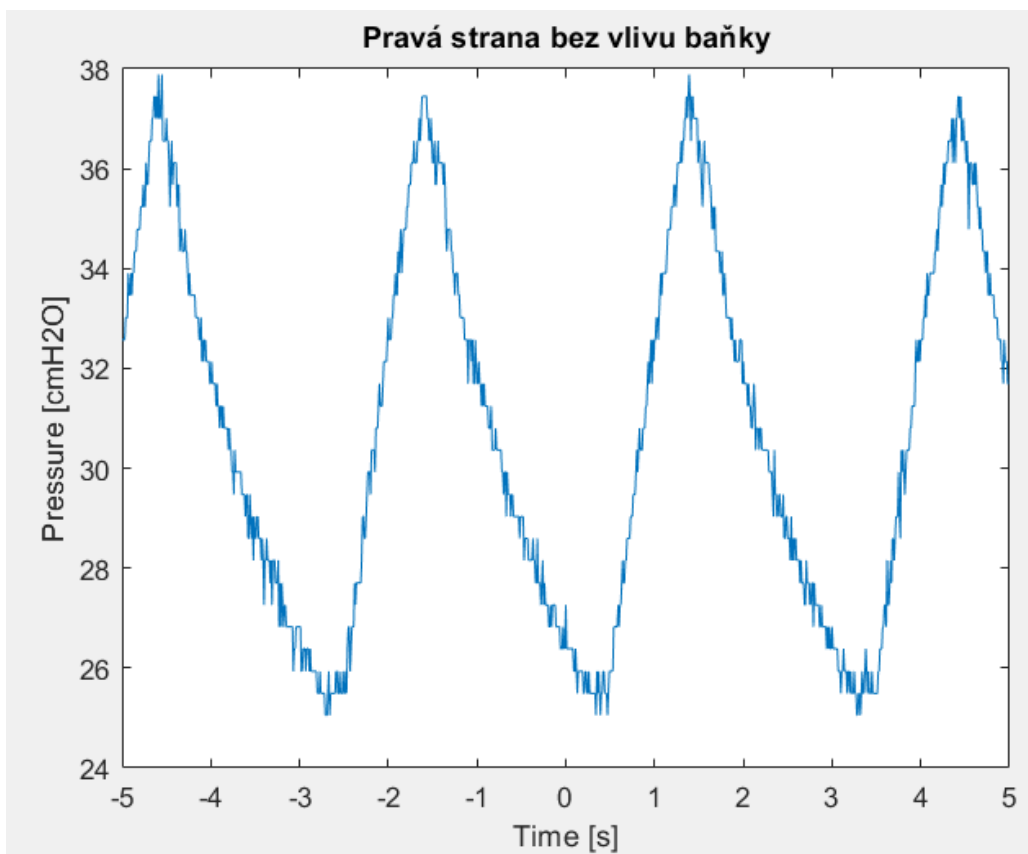
Možným bodem diskuse je i celkový objem baněk. Pravděpodobně by pro tyto účely stačily i baňky s celkovým objemem obou baněk 4-5 litrů, což se ale může stát předmětem dalšího zkoumání, zda i s menším objemem baněk lze dosáhnout fyziologických hodnot. Toto řešení by si ale žádalo výměnu komponentů na celém modelu, resp. vytvořit celý model znovu.



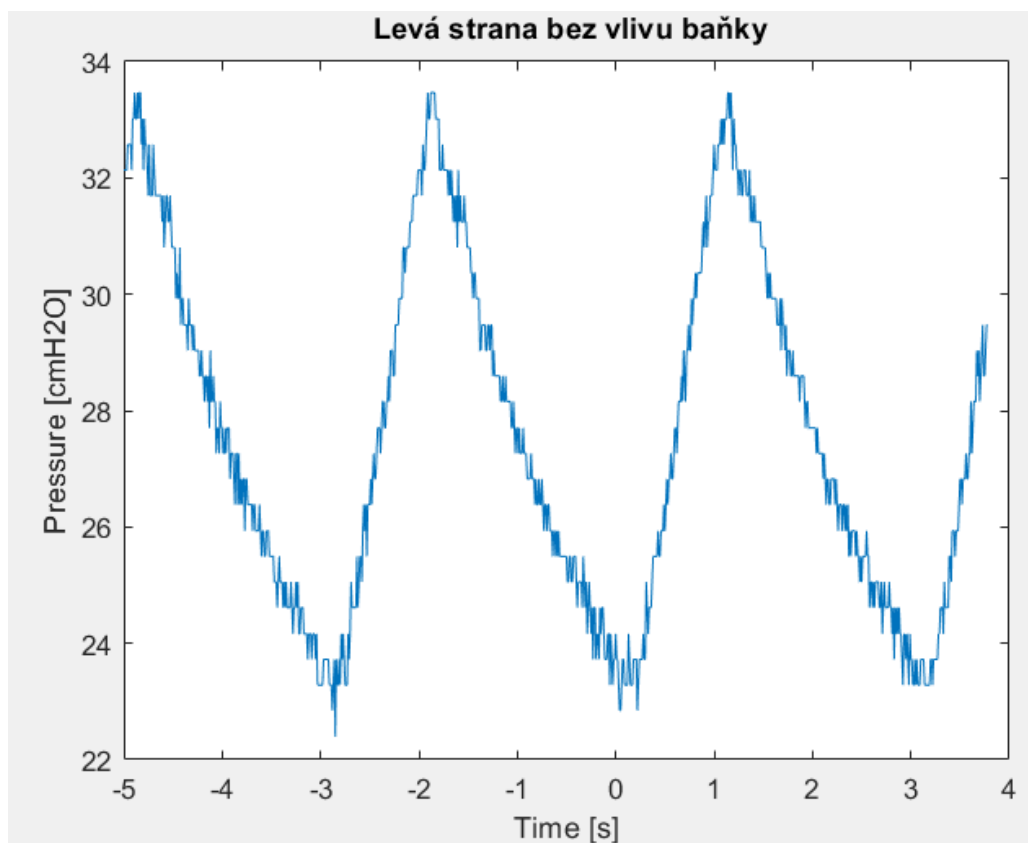
Graf 1 Časový průběh záznamu tlaku na levé straně



Graf 2 Časový průběh záznamu tlaku na pravé straně



Graf 3 Časový průběh záznamu tlaku na pravé straně bez vlivu baňky



Graf 4 Časový průběh záznamu tlaku na levé straně bez vlivu baňky

Tab. 3 Ukázka naměřených hodnot

čas[s]	U[V]	I[A]	I[mA]	tlak[mBar]	tlak[cmH2O]
-5,00	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,99	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,98	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,97	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,96	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,95	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,94	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,93	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,92	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,91	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,90	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,89	0,8969	0,004983	4,98278	24,5694	25,0544
-4,88	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,87	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,86	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,85	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622
-4,84	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,83	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,82	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,81	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,80	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622
-4,79	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,78	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,77	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622
-4,76	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622
-4,75	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,74	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622
-4,73	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622
-4,72	0,8938	0,004966	4,96556	24,1389	24,6154
-4,71	0,8906	0,004948	4,94778	23,6944	24,1622

5 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo sestrojení pasivního modelu plic pro simulaci proudění vzduchu a jeho následné otestování. Model, který byl sestrojen měl být jednoduchý, měl obsahovat pouze pasivní komponenty, a přesto mělo být možné se díky nastavení samotného modelu a hodnot na umělé plicní ventilaci přiblížit hodnotám, které jsou u člověka fyziologicky reálné.

V teoretické části byly vysvětleny anatomické a fyziologické souvislosti dýchacího systému. Dále zde byly popsány statické a dynamické plicní objemy a také fyzikální zákony. Druhou velkou kapitolou bylo téma umělé plicní ventilace, jejich režimů a graficky zaznamenaných průběhů. Teoretická část byla zakončena řešením týkající se modelů plic.

Výzkumná část se zabývala zpracováním návrhu pasivního modelu plic. Na základě zpracovaného návrhu byl model sestaven. Pasivní model plic byl sestaven ze skleněných baněk, nafukovacích vaků, zpětných a redukčních ventilů, uhlových spojek a vše bylo propojeno hadicemi. Celý systém byl ukotven do dvou desek, které tvoří otevřený box. Funkčnost modelu byla ověřena a díky tomu bylo prokázáno, že i na jednoduchém modelu, lze nasimulovat hodnoty tlaku velmi podobné fyziologickým.

Výstupem této práce je pasivní model plic, který při zapojení na umělou plicní ventilaci simuluje proudění vzduchu. Naměřené hodnoty byly zaznamenány do tabulek a graficky znázorněny, tímto se ověřilo, že na navrženém modelu budou moci být prováděny experimentální studie, které povedou k lepšímu pochopení biomechanických jevů v dýchacích cestách člověka.

Model je umístěn na budově CXI na Oddělení fyzikálních měření Technické univerzity v Liberci.

Seznam použité literatury

1. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
2. DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka*. 3. vyd. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-2111-3.
3. MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1521-6.
4. POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. 2. vyd. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2016. ISBN 978-80-7494-306-5.
5. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2*. 3. vyd. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4788-0.
6. BÁRTOVÁ, Jarmila. *Přehled patologie*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2745-8.
7. SLAVÍKOVÁ, Jana a Jitka ŠVÍGLEROVÁ. *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2065-7.
8. ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
9. KITTNAR, Otomar et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
10. MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2.vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
11. ROKYTA, Richard et al. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
12. BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
13. HOLUBOVÁ, Renata. *Molekulová fyzika a termodynamika: studijní modul*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3299-1.
14. BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4.vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
15. DOSTÁL, Pavel et al. *Základy umělé plicní ventilace*. 4. vyd. Praha: Maxdorf, 2018. ISBN 978-80-7345-562-0.
16. KLIMEŠOVÁ, Lenka a Jiří KLIMEŠ. *Umělá plicní ventilace*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011. ISBN 978-80-7013-538-9.

17. POCHULTOVÁ, R., Z. PRAŽÁKOVÁ a O. ULRYCH. Umělá plicní ventilace. In: Petr BARTŮNĚK et al, eds. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Praha: Grada, 2016, s. 227-243. ISBN 978-80-247-4343-1.
18. CHLUMSKÝ, Jan. *Plicní funkce pro klinickou praxi*. Praha: Maxdorf, 2014. ISBN 978-80-7345-392-3.
19. YARTSEV, Alex. Practical differences between pressure and volume controlled ventilation. Alex YARTSEV. *Deranged Physiology* [online]. [Sydney]: Alex Yartsev, 2013-2019, aktualiz. 2018-09-15 [cit. 2020-07-05]. Dostupné z: <https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/respiratory-system/Chapter%20542/practical-differences-between>
20. ŠEVČÍK, Pavel et al. *Intenzivní medicína*. 3. vyd. Praha: Galén, 2014. ISBN 978-80-7492-066-0
21. RÁFL, Jakub a Karel ROUBÍK. Fyzické modely respirační soustavy a možnosti jejich využití. *Lékař a technika*. 2009, 39(1), 5-14. ISSN 0301-5491. Dostupné také z: https://ventilation.fbmi.cvut.cz/wpcontent/upload/2015/10/LaT_1_09_fyzickemodely.pdf
22. NORDLUND, Markus et al. Multicomponent aerosol particle deposition in a realistic cast of the human upper respiratory tract. *Inhalation Toxicology*. 2017, 29(3), 113-125. DOI 10.1080/08958378.2017.1315196. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28470142>
23. WRIGGE, Hermann et al. Determination of functional residual capacity (FRC) by multibreath nitrogen washout in a lung model and in mechanically ventilated patients. Accuracy depends on continuous dynamic compensation for changes of gas sampling delay time. *Intensive care medicine*. 1998, 24(5), 487-493. DOI 10.1007/s001340050601. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/13625127_Determination_of_functional_residual_capacity_FRC_by_multibreath_nitrogen_washout_in_a_lung_model_and_in_mechanically_ventilated_patients_Accuracy_depends_on_continuous_dynamic_compensation_for_change
24. KUEBLER, W. M., M. MERTENS a A. R. PRIES. A two-component simulation model to teach respiratory mechanics. *Advances in physiology education*. 2007, 31(2), 218-222. DOI 10.1152/advan.00001.2007. Dostupné také z: <https://journals.physiology.org/doi/pdf/10.1152/advan.00001.2007>
25. CHASE, James et al. A novel mechanical lung model of pulmonary diseases to assist with teaching and training. *BMC pulmonary medicine*. 2006, 6(21). DOI 10.1186/1471-2466-6-21. Dostupné také z: <https://bmcpulmed.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1471-2466-6-21>

Seznam obrázků

Obr. 1 Vnější povrch plic-převzato a upraveno z (5)	19
Obr. 2 Statické plicní objemy a kapacity-převzato a upraveno z (11).....	22
Obr. 3 Dynamické plicní objemy-převzato a upraveno z (9)	23
Obr. 4 Změna statické závislosti objemu hrudníku, plic a respiračního systému na změnu tlaku-převzato a upraveno z (7).....	24
Obr. 5 Objemově řízená ventilace-převzato a upraveno z (19)	30
Obr. 6 Tlakově řízení ventilace-převzato a upraveno z (19)	31
Obr. 7 Fáze dechového cyklu objemově řízené ventilace-převzato a upraveno (20).....	34
Obr. 8 Baňky využité v modelu (zdroj: vlastní)	39
Obr. 9 Zátky (zdroj: vlastní)	40
Obr. 10 Nafukovací vaky (zdroj: vlastní)	41
Obr. 11 Uzávěr s napojením na hadice (zdroj: vlastní)	41
Obr. 12 Reálný model (zdroj: vlastní)	44
Obr. 13 Schéma zapojení se zakreslenými body měření (zdroj: vlastní).....	45

Seznam tabulek

Tab. 1 Přehled statických a dynamických parametrů-převzato a upraveno z (9).....	23
Tab. 2 Indikace k využití UPV-převzato z (15).....	28
Tab. 3 Ukázka naměřených hodnot	51

Seznam grafů

Graf 1 Časový průběh záznamu tlaku na levé straně.....	49
Graf 2 Časový průběh záznamu tlaku na pravé straně.....	49
Graf 3 Časový průběh záznamu tlaku na pravé straně bez vlivu baňky	50
Graf 4 Časový průběh záznamu tlaku na levé straně bez vlivu baňky	50

Seznam příloh

Příloha A Schéma modelu

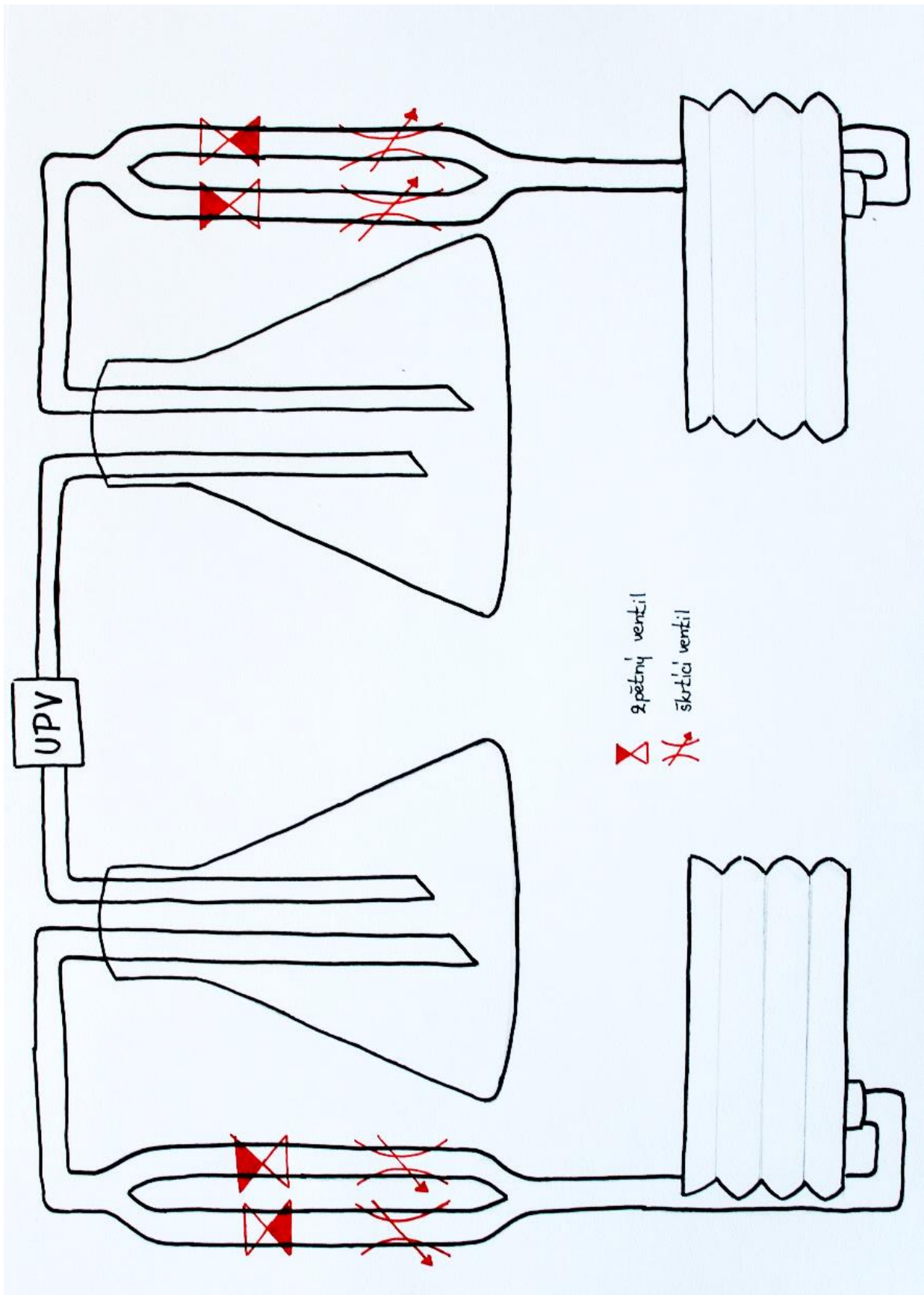
Příloha B Naměřené hodnoty

Příloha C Grafy měření

Příloha D CD

Příloha E Videozáznam experimentu

Příloha A Schéma modelu

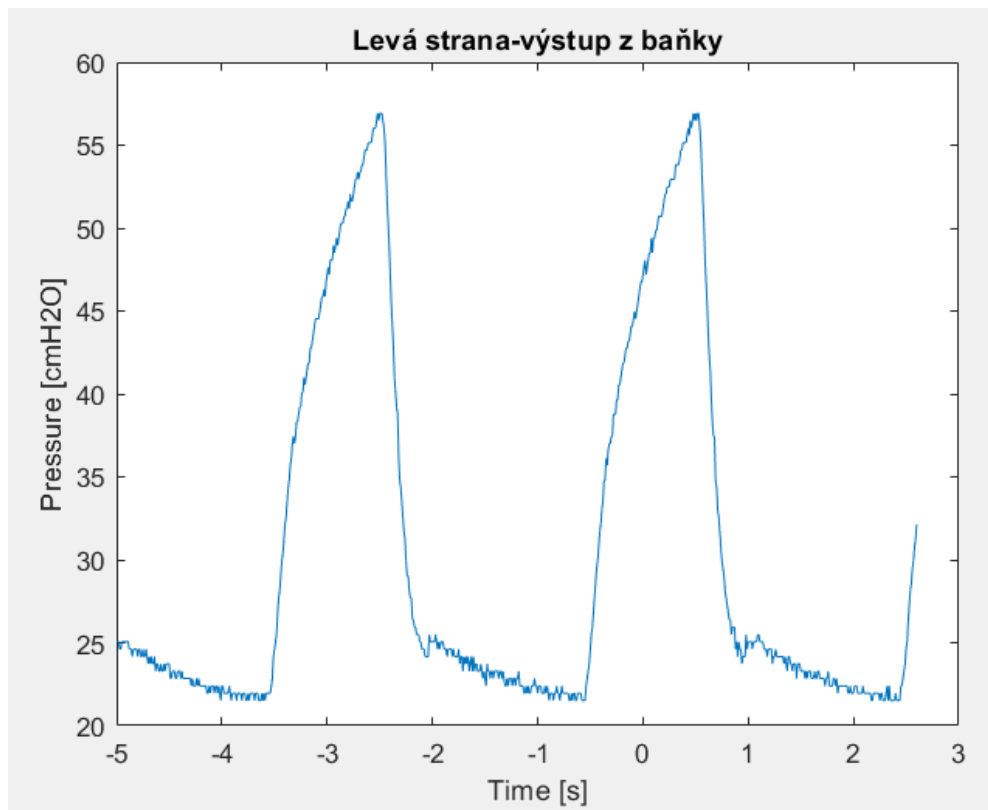


Příloha B Naměřené hodnoty

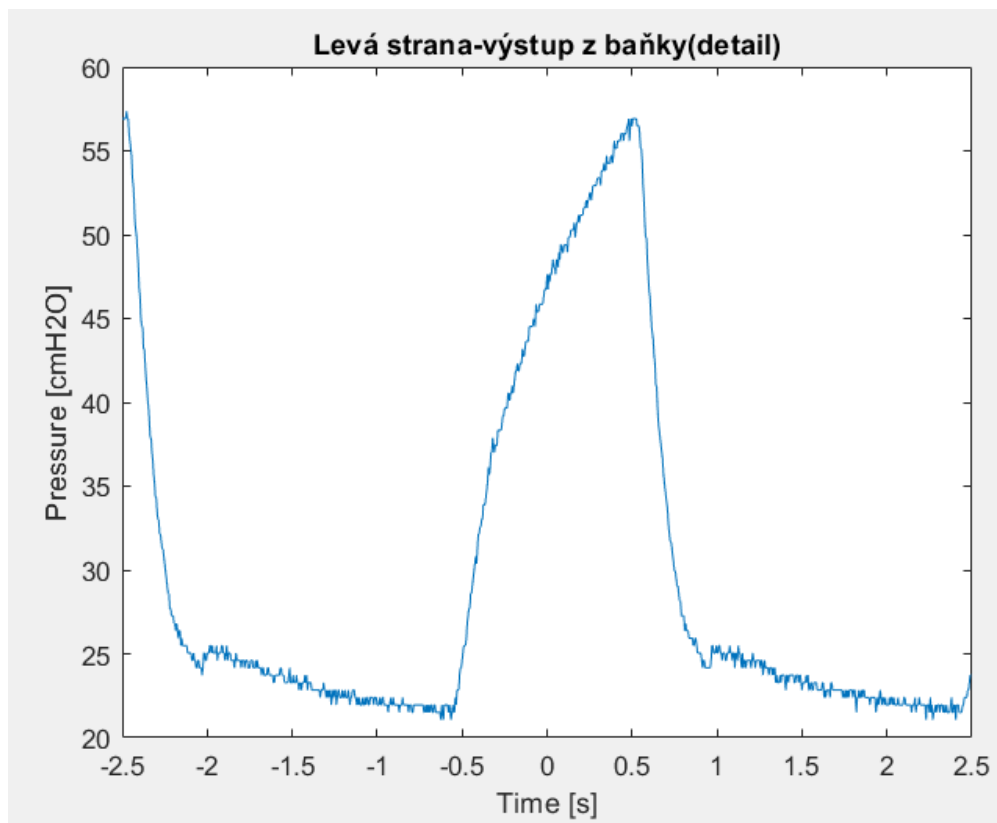
čas[s]	U[V]	I[A]	I[mA]	tlak[mBar]	tlak[cmH2O]
-2,500	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,495	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,490	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,485	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,480	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,475	1,1250	0,006250	6,25000	56,2500	57,3604
-2,470	1,1313	0,006285	6,28472	57,1181	58,2456
-2,465	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,460	1,1281	0,006267	6,26736	56,6840	57,8030
-2,455	1,1344	0,006302	6,30208	57,5521	58,6882
-2,450	1,1344	0,006302	6,30208	57,5521	58,6882
-2,445	1,1344	0,006302	6,30208	57,5521	58,6882
-2,440	1,1344	0,006302	6,30208	57,5521	58,6882
-2,435	1,1313	0,006285	6,28472	57,1181	58,2456
-2,430	1,1313	0,006285	6,28472	57,1181	58,2456
-2,425	1,1313	0,006285	6,28472	57,1181	58,2456
-2,420	1,1250	0,006250	6,25000	56,2500	57,3604
-2,415	1,1219	0,006233	6,23264	55,8160	56,9178
-2,410	1,1188	0,006215	6,21528	55,3819	56,4752
-2,405	1,1156	0,006198	6,19792	54,9479	56,0326
-2,400	1,1094	0,006163	6,16319	54,0799	55,1474
-2,395	1,1063	0,006146	6,14583	53,6458	54,7048
-2,390	1,1000	0,006111	6,11111	52,7778	53,8196
-2,385	1,0906	0,006059	6,05903	51,4757	52,4918
-2,380	1,0813	0,006007	6,00694	50,1736	51,1640
-2,375	1,0719	0,005955	5,95486	48,8715	49,8363
-2,370	1,0719	0,005955	5,95486	48,8715	49,8363
-2,365	1,0625	0,005903	5,90278	47,5694	48,5085

Detail měření hodnot na pravé straně modelu

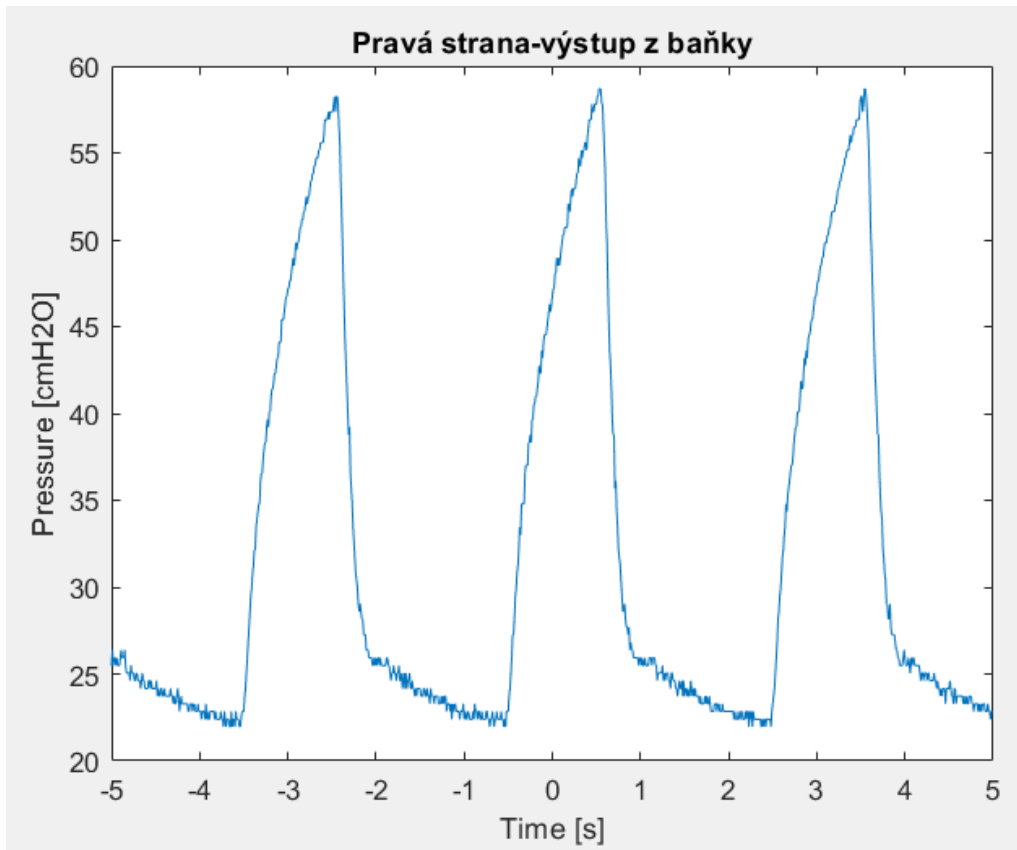
Příloha C Grafy měření



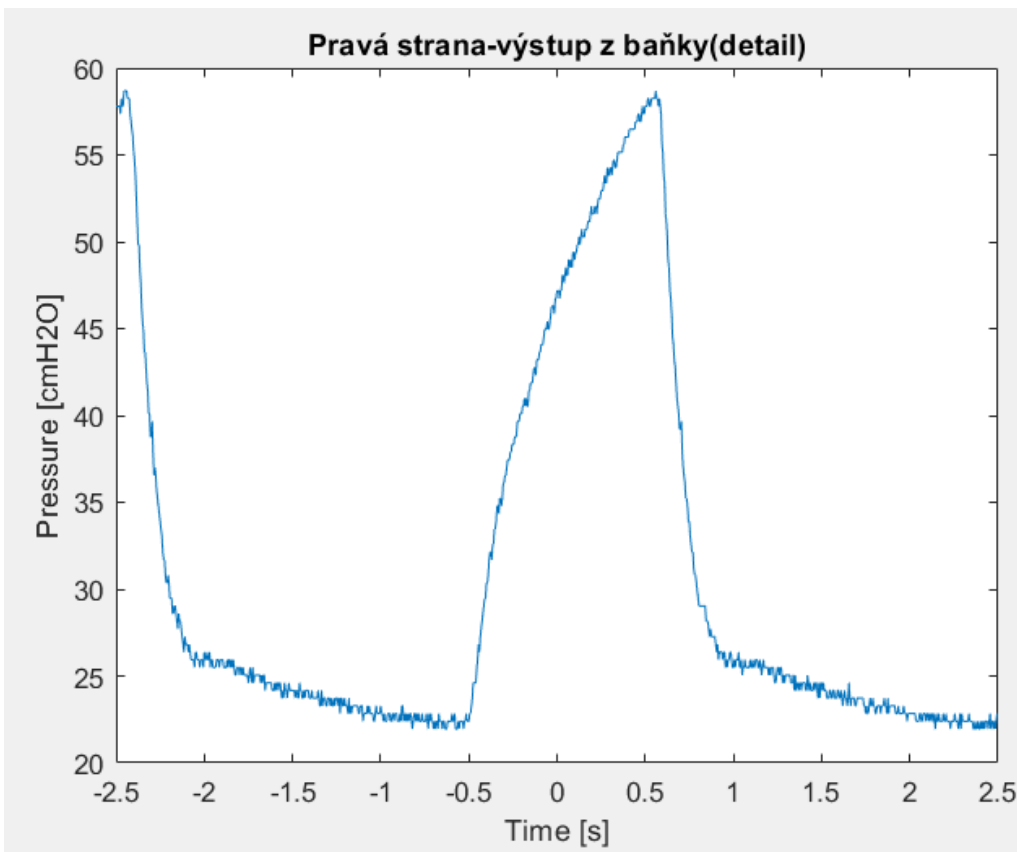
Scope0



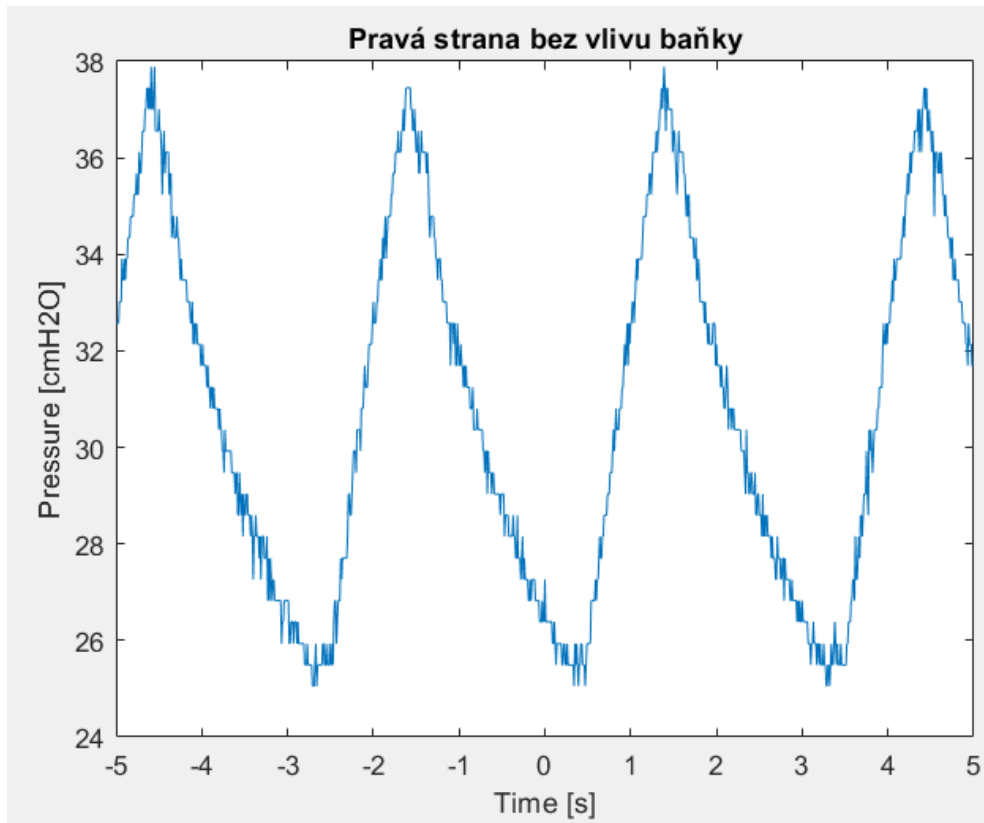
Scope1



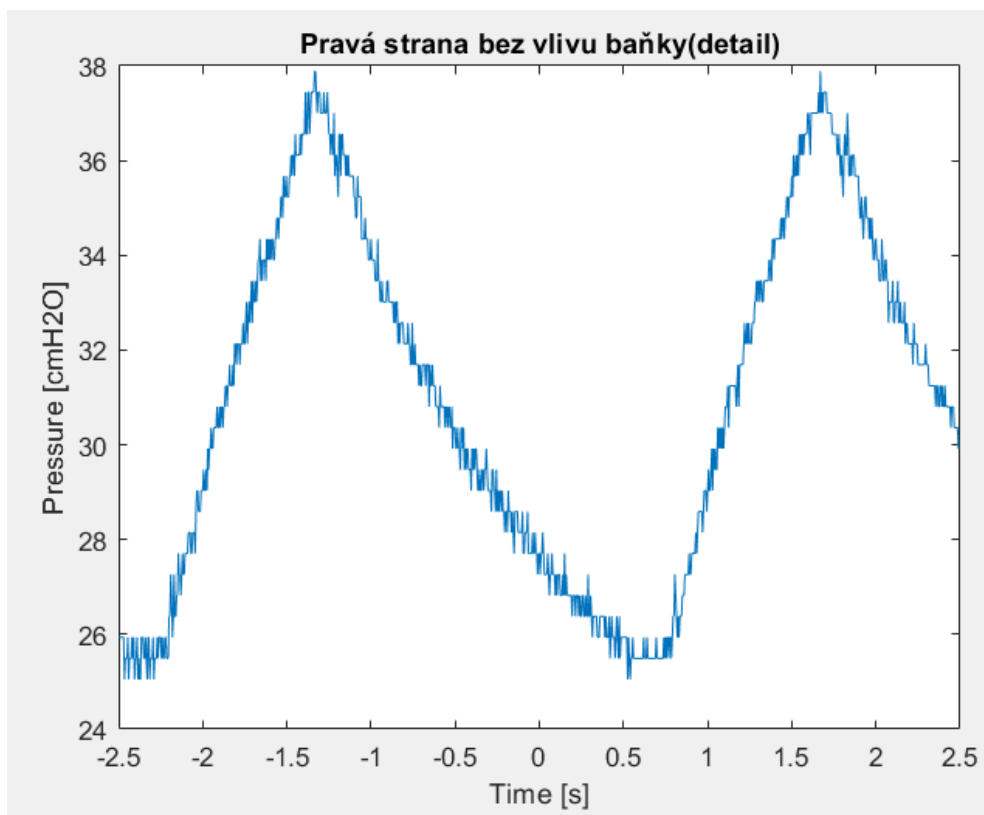
Scope2



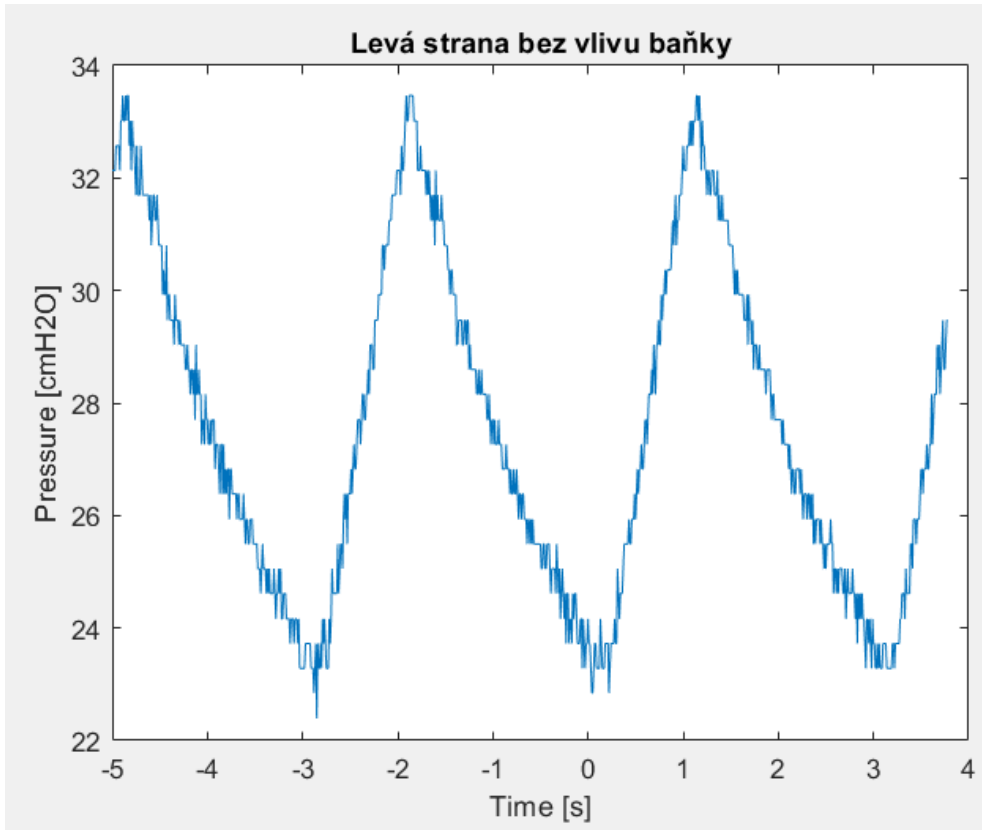
Scope3



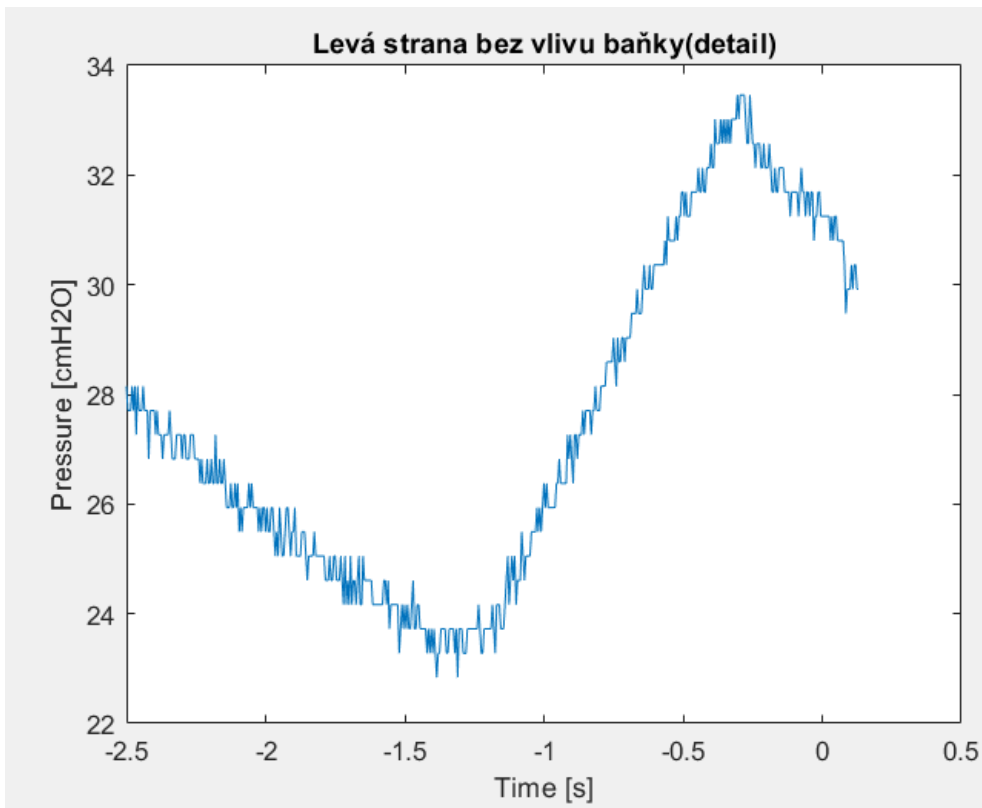
Scope4



Scope5



Scope6



Scope7