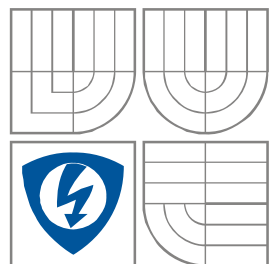


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MODELOVÁNÍ DÝCHACÍ SOUSTAVY

MODELING OF RESPIRATORY SYSTEM

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

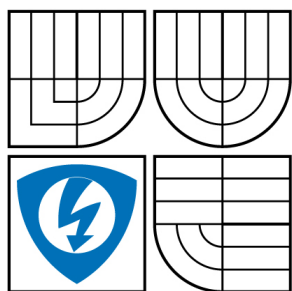
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JOSEF MATOUŠEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. RADOVAN JIŘÍK, Ph.D.

BRNO, 2008



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Elektronika a sdělovací technika

Student: Matoušek Josef

ID: 83486

Ročník: 3

Akademický rok: 2007/2008

NÁZEV TÉMATU:

Modelování dýchací soustavy

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte strukturu a funkci dýchací soustavy lidského organismu. Proveďte teoretický rozbor modelu dýchacích cest se soustředěnými parametry. Realizujte model v prostředí Matlab Simulink. Simulujte různé režimy dýchacího přístroje.

Realizačním výstupem bude program demonstrující funkci dýchací soustavy s umožněním zadávání parametrů modelu a režimu dýchacího přístroje.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HONZÍKOVÁ N. Biologie člověka / Bioelektrické jevy. Skriptum. Brno: VUT v Brně, 1995.
- [2] ECK V., RAZÍM M. Biokybernetika. Skriptum. Praha: ČVUT v Praze, 1998.
- [3] HOLČÍK J., FOJT O. Modelování biologických systémů. Skriptum. Brno: VUT v Brně, 2001.

Termín zadání: 11.2.2008

Termín odevzdání: 6.6.2008

Vedoucí práce: Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Josef Matoušek

Bytem: Mostek 29, Choceň 565 01

Narozen/a (datum a místo): 7. 7. 1985 v Ústí nad Orlicí

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00

jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika

(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
 - ☐ diplomová práce
 - ☒ bakalářská práce
 - ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Modelování dýchací soustavy

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v *:

- ☒ tištěné formě – počet exemplářů 2
- ☒ elektronické formě – počet exemplářů 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne:

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Tato práce se zabývá simulací dýchací soustavy. Cílem studie je porozumění dýchací soustavy lidského organismu, společně s volbou vhodných algoritmů a jejich následnou implementací do matematického modelu.

Modely jsou realizovány v rozhraní Simulink, které je součástí prostředí Matlab. Podobné modely jsou v praxi využívány pro výzkum lékařské techniky, především u umělé plicní ventilace. Praktické využití, zejména popsaného kombinovaného modelu v grafickém rozhraní GUIDE - rovněž implementovaného v prostředí Matlab, je vhodné pro názornou výuku a simulaci biologických procesů dýchací soustavy.

Klíčová slova:

dýchací soustava, umělá plicní ventilace, UPV, dýchací přístroje, dýchání, respirátory, model dýchací soustavy, plíce

Abstract

This thesis is concerned with respiration system simulation. The main goal of this studies is to gain knowledge of how human respiration system works, along with selecting proper algorithms and their implementation into mathematic model.

These models are realized by Simulink interface, which is part of Matlab environment. Similar models are used for medical technology research, especially for artificial ventilation of the lungs. There is a practical utilisation of these models suitable for illustration and respiration system's biological processes simulation, particularly combined model described in GUIDE graphic interface - also implemented in Matlab environment.

Key words:

Respiratory System, Ventilation, Ventilator, Respirators, Respiration, Lungs

Bibliografická citace

MATOUŠEK, J. *Modelování dýchací soustavy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Modelování dýchací soustavy jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Radovanu Jiříkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

Obsah

Obsah	7
Seznam obrázků	8
Seznam tabulek	8
1 Úvod	9
2 Fyziologie dýchání.....	10
2.1 Ventilace plic	10
2.2 Statické objemy plic.....	11
2.3 Mechanismus ventilace plic	11
2.4 Vztah mezi změnami tlaku, průtoku a objemy plic	11
3 Respirační selhání	13
3.1 Příznaky respiračního selhání	13
3.2 Stavby vedoucí k respiračnímu selhání.....	14
3.3 Typy podpory dechové funkce.....	14
4 Umělá plicní ventilace	15
4.1 Cíle UPV	16
4.2 Režimy UPV	16
4.2.1 Režimy pro konvenční UPV	16
4.2.2 Režimy pro nekonvenční UPV	17
4.3 Problémy ventilace.....	17
4.3.1 Špičkové tlaky	18
4.3.2 Spontánní výdech.....	19
4.3.3 Únik vzduchu	20
4.4 Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFO).....	21
4.5 Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFVF)	22
5 Matematický model dýchacích cest.....	23
5.1 Vlastnosti soustavy	23
5.2 Plicní mechanismy	23
6 Realizace modelu.....	25
6.1 Model pomocí přenosové funkce.....	25
6.2 Strukturovaný model.....	27
6.3 Rozšířený strukturovaný model	29
7 Dopad nemocí na parametry dýchací soustavy	31
7.1 Vliv astmatu	31
7.2 Vliv škodlivých látek	32
7.3 Vliv kouření	33
8 Shrnutí	35
Seznam použitých zdrojů	36
Seznam zkratk	36

Seznam příloh.....	37
I. Příloha - Blokové schéma shrnutého modelu	38
II. Příloha - Blokové schéma rozděleného modelu.....	39
III. Příloha - Blokové schéma kombinovaného modelu	40
IV. Příloha – Zdrojový kód rozšířeného strukturovaného modelu	41

Seznam obrázků

Obrázek 1: Dýchací cesty [2].....	10
Obrázek 2: Plicní objemy a kapacity [1].....	11
Obrázek 3: Změny tlaků v interpleurální štěrbině a v plicích při klidném dýchání [1]	12
Obrázek 4: Respirační poruchy [7]	13
Obrázek 5: Železné plíce [11]	15
Obrázek 6: Ukázka ventilace za použití ventilační křivky [11].....	17
Obrázek 7: Základ ruční ventilace přenesené na umělou ventilaci [11]	18
Obrázek 8: Problém tlakové špičky [11].....	19
Obrázek 9: Problém spontánního výdechu [11].....	20
Obrázek 10: Výdechová záklopka	20
Obrázek 11: Problém úniku vzduchu [11]	21
Obrázek 12: Oscilační ventilátor SensorMedics 3100B [8].....	22
Obrázek 13: Tryskový ventilátor PARAVENT [8]	22
Obrázek 14: Schéma modelu s ohledem na tlaky	24
Obrázek 15: Schéma modelu s ohledem na elektrické veličiny.....	24
Obrázek 16: Ventilační křivky modelu s přenosovou funkcí	26
Obrázek 17: Ventilační křivky strukturovaného modelu	28
Obrázek 18: Grafické prostředí rozšířeného strukturovaného modelu	29
Obrázek 19: Ventilační křivky rozšířeného strukturovaného modelu	30
Obrázek 20: Ventilační křivky při postižení astmatem.....	32
Obrázek 21: Ventilační křivky při postižení fibrózou	33
Obrázek 22: Ventilační křivky u kuřáka	34

Seznam tabulek

Tabulka 1: Složení plynů v jednotlivých částech dýchacího systému	10
Tabulka 2: Objem plic a rozdíl mezi pleurálním a plicním tlakem [1].....	12

1 Úvod

Studie lidského organismu je nezbytným krokem pro případnou léčbu při jeho poškození. Výraznou pomůckou studie jsou matematické modely, které popisují zkoumaný systém pomocí vhodných matematických rovnic a charakteristik.

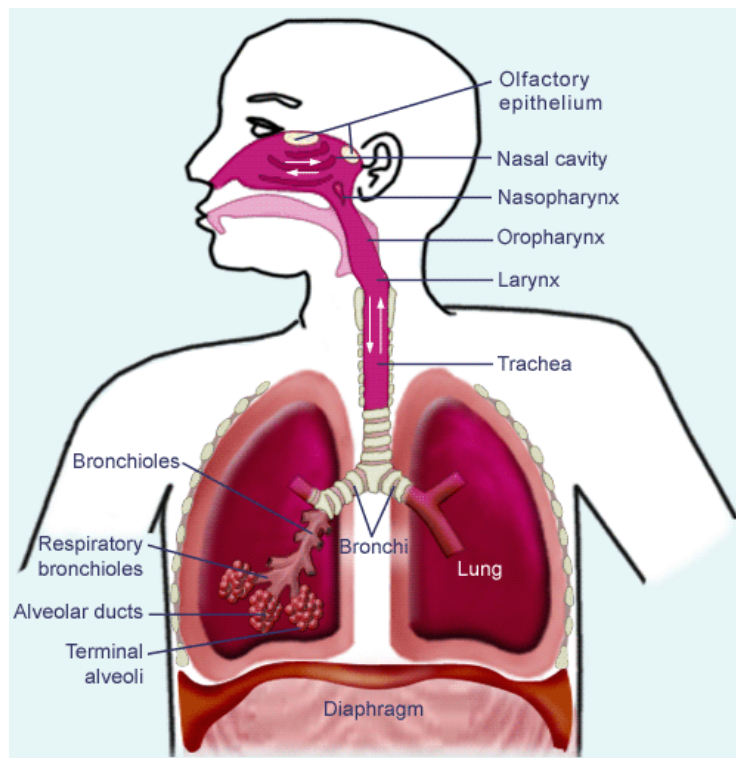
Během posledních let nastává velký přelom v oblasti medicíny. Snahou je, aby každý zákrok byl k pacientovi co nejšetrnější a zároveň maximálně účinný. Proto dochází ke zdokonalování jednotlivých zákroků a vývoji zařízení k tomu použitých. Tyto změny se samozřejmě nemůžou vyhnout ani oblasti respirace.

Cílem této práce je odvození matematického modelu dýchací soustavy lidského organismu a jeho implementace do prostředí Matlab Simulink. Model pak umožňuje simulaci vlivů na dýchací soustavu. Z výsledných ventilačních křivek je po úpravě parametrů dýchacích cest, popisujících vlastnosti a schopnosti soustavy pacienta, možné rozeznat např. reakci organismu na nemoci dýchacích cest.

Dostatečná dávka kyslíku lidskému organismu je velice důležitá. Ve chvílích, kdy selhává spontánní ventilace nebo kdy je tato ventilace úmyslně tlumena, musí být kyslík tělu dodáván pomocí umělé plicní ventilace. Ta slouží především k zajištění optimálního okysličení krve a současně k odbourávání oxidu uhličitého. Velká pozornost je proto upřena na vývoj nových ventilačních přístrojů a metodik využití. Pomocí simulací je možno předcházet problémům vznikajícím při umělé plicní ventilaci a bez rizik navrhovat jejich možné řešení.

2 Fyziologie dýchání

U člověka zajišťují transport dýchacích plynů dýchací a oběhový systém. Z okolní atmosféry přenášejí kyslík k buňkám, v nichž se kyslík využívá k oxidaci živin a uvolnění energie. Vzniklý oxid uhličitý je z tkání do ovzduší opět odváděn oběhovým a dýchacím systémem.



Obrázek 1: Dýchací cesty [2]

2.1 Ventilace plic

Ventilace plic zajišťuje výměnu vzduchu mezi okolní atmosférou a alveoly. Tuto výměnu umožňuje proudění vzduchu v dýchacích cestách ve směru tlakových gradientů. Od terminálních bronchiolů k alveolům se stává významnou také difúze (rozptyl částic) a dýchací plyny difundují do alveolární membrány a zpět ve směru koncentračních gradientů.

Suchý atmosférický vzduch se skládá z:

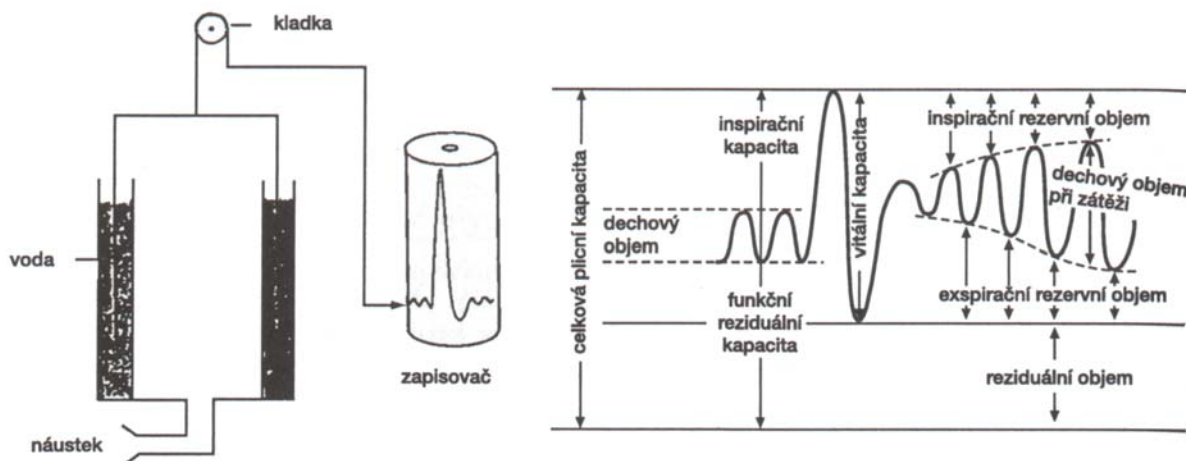
- 20,98% O_2
- 0,04% CO_2
- 78,06% N_2
- 0,92% vzácných plynů

Tabulka 1: Složení plynů v jednotlivých částech dýchacího systému

	Atmosférický	Alveolární	Vydechovaný
Kyslík [%]	20,9	13,2	16,7
Oxid uhličitý [%]	0,03	5,0	3,7
Dusík [%]	79,0	75,6	79,0

2.2 Statické objemy plic

Při klidném dýchání se v plicích vymění jedním dechem asi 0,5 l vzduchu, tzv. dechový objem. Součástí dechového objemu je mrtvý prostor, který se však na výměně dýchacích plynů přímo nepodílí. Tento objem se označuje jako anatomicky mrtvý dýchací prostor a činí u průměrného muže asi 150 – 200 ml. Po ukončení klidového výdechu je možno ve výdechu pokračovat a vydechnout ještě asi 1,1 l vzduchu, tzv. expirační rezervní objem. Po ukončení klidového vdechu je možné vdechnout ještě další asi 3 l vzduchu, tzv. inspirační rezervní objem. Ani po maximálním výdechu však nejsou plice prázdné, ale obsahují ještě asi 1,2 l vzduchu, tzv. reziduální objem, [1].



Obrázek 2: Plicní objemy a kapacity [1]

2.3 Mechanismus ventilace plic

Dechový cyklus (nádech – výdech) se opakuje s klidovou frekvencí kolem 15 dechů za minutu, může však být v rozsahu 8 až 28 cyklů za minutu. Při klidném dýchání je výdech pasivní, bez aktivace expiračních svalů, a v plicích se vymění asi 0,5 l vzduchu, [1].

2.4 Vztah mezi změnami tlaku, průtoku a objemy plic

Změny objemu plic jsou závislé na průtoku plynu z plic a do plic po směru tlakových gradientů mezi plicemi a okolní atmosférou. Elasticita plic určuje hodnotu plicní poddajnosti – compliance (C), která udává velikost objemové změny plic v závislosti na změně tlaku.

$$C = \frac{\Delta q}{\Delta P} \quad [l / cmH_2O]$$

Fyzikální veličiny ovlivňující funkci dýchání:

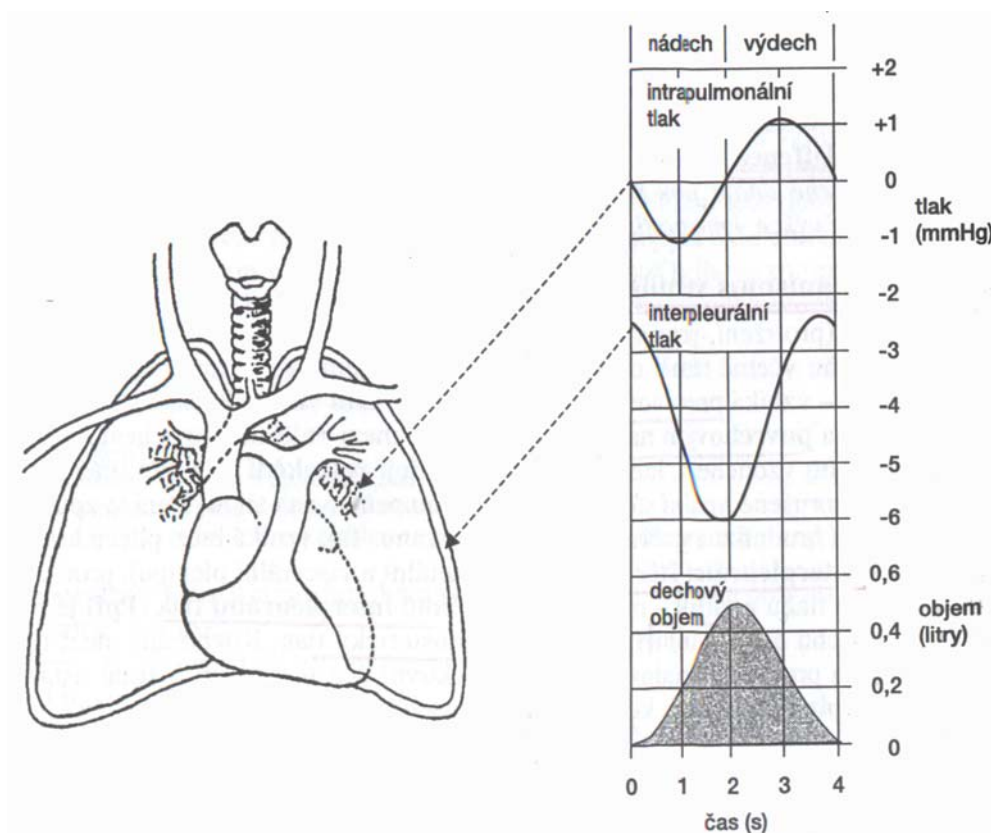
- **Tlak (P)** - při nádechu působí pozitivní tlak, který vtlačuje směs vzduchu do plic
- **Objem (q)** - dechový objem vpravuje do plic určité množství vzduchu
- **Tok (Q)** - pod tlakem proudí při nádechu určité množství vzduchu
- **Čas (t)** - časové intervaly mezi nádechem a výdechem

Tyto veličiny jsou na sobě navzájem závislé. Při změně jedné z nich dochází k ovlivnění ostatních hodnot.

Tabulka 2: Objem plic a rozdíl mezi pleurálním a plicním tlakem [1]

Objem plic (q)	Rozdíl mezi pleurálním a plicním tlakem (P)
2,5 l	5 cmH ₂ O
3,0 l	7,5 cmH ₂ O
3,5 l	10 cmH ₂ O

Hodnota plicní poddajnosti závisí na objemu plic. Je nejvyšší při objemu odpovídajícímu funkční reziduální kapacitě. Plíce mají neustále tendenci vlivem reakčních sil kolabovat. Nebrání-li této tendenci rozpínání uzavřeného hrudníku (nitrohrudního prostoru) na opačnou stranu a tím vznikající negativní intratorakální tlak, plíce kolabují na objem, který je nižší než reziduální a zůstane v nich pouze tzv. minimální objem vzduchu.



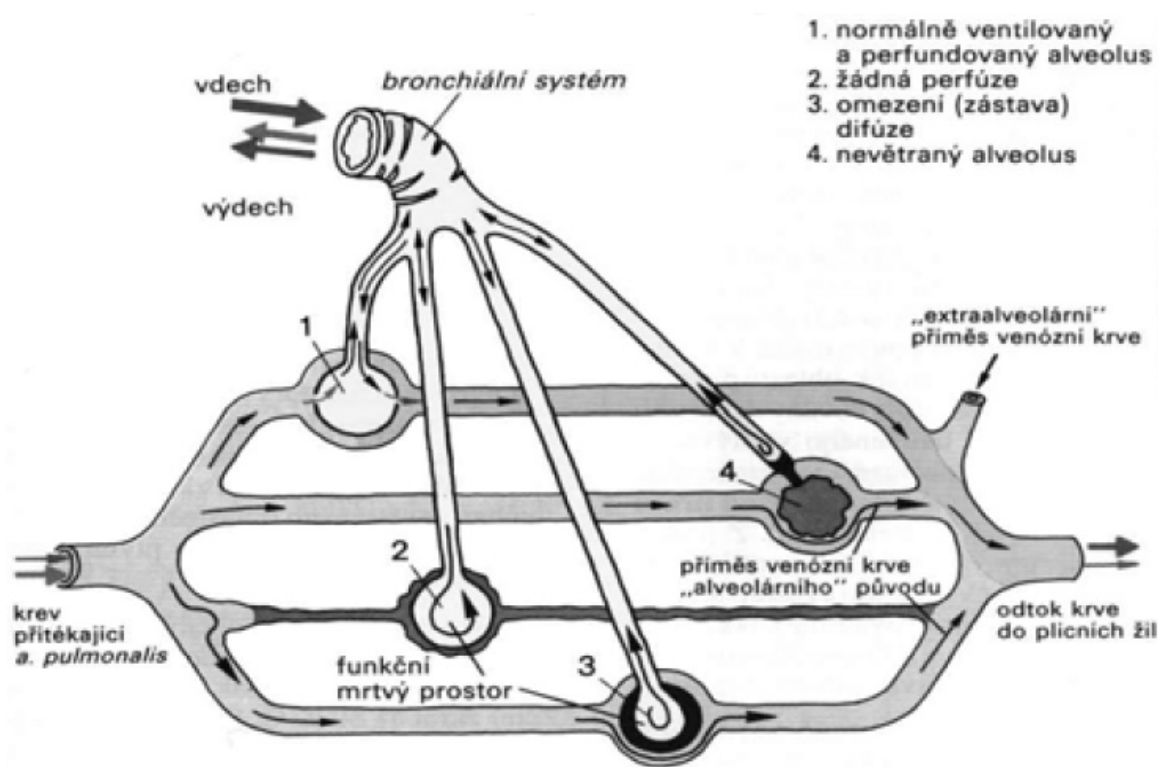
Obrázek 3: Změny tlaků v interpleurální šterbině a v plicích při klidném dýchání [1]

3 Respirační selhání

Respiračním selháním (selhání dechové funkce) nazýváme život ohrožující stav, kdy dýchací ústrojí přestane řádně fungovat. Při respiračním selhání vzniká nerovnováha mezi normální výměnou kyslíku a oxidu uhličitého. Může dojít ke snížení koncentrací kyslíku, tedy hypoxemii (příliš málo kyslíku v krvi) anebo zvýšení koncentrací oxidu uhličitého v krvi, tak zvané hyperkapnii (příliš mnoho oxidu uhličitého v krvi). [2]

Jedna z možností vedoucích k respiračnímu selhání je respirační tíseň (ARDS - „acute respiratory distress in adults“). Respirační tíseň je termín používaný k označení stavu, kdy je v krvi nedostatek kyslíku, protože plice nestačí kyslík přijímat.

Na **Obrázek 4** jsou patrné 3 způsoby poruchy výměny kyslíku a oxidu uhličitého mezi protékající krví a alveoly, kde tok vzduchu a krve je vyznačen šipkami. V případech respirační poruchy je znemožněna výměna plynů mezi alveoly a krví a nedochází tak k okysličení ani k odvodu oxidu uhličitého.



Obrázek 4: Respirační poruchy [7]

3.1 Příznaky respiračního selhání

U některých osob se mohou objevit pouze některé příznaky, zatímco u jiných osob zase jiné, a to částečně i podle příčiny respirační tísně.

- Zrychlení dechové frekvence
- Namáhavější dýchání
- Zrychlení srdeční frekvence
- Pocení
- Modráni v důsledku nedostatku kyslíku v krvi (nejzávažnější příznak)

3.2 Stavy vedoucí k respiračnímu selhání

Respirační selhání může být důsledkem rozvoje následujících stavů:

- Těžké formy průduškového astmatu (asthma bronchiale)
- Chronická obstrukční plicní nemoc - což je termín, který se obvykle používá pro postižení plic, kdy dojde k zablokování průchodu vzduchu dýchacím ústrojím, např. při chronické bronchitidě a emfyzému
- Cystická fibróza - genetické onemocnění žláz produkujících hlen a pot (hlen se hromadí v trávicím traktu a v plicích)
- Srdeční selhání
- Pneumonie (zápal plic) a další infekce plic
- Postižení plic kouřem, jedovatými plyny nebo párou
- Poranění plic
- Tonutí
- Vdechnutí zvratků
- Vdechnutí agresivní látky, například jedovatých plynů
- Předávkování lékem

Ventilační selhání je charakterizováno nedostatečnou eliminací oxidu uhličitého tak, aby bylo udrženo normální pH mozkomíšního moku a intersticiální tekutiny bez potřeby ventilační asistence nebo svalové ochablosti. Ventilační selhání mohou způsobit či k němu přispět následující hlavní mechanismy: defektní centrální řídicí mechanismus, neefektivní svalové kontrakce a nadměrná pracovní zátěž.

K udržení efektivní ventilace je nejprve potřeba přenos signálu z centrálního nervového systému do dýchacích svalů. Dýhací svaly potom generují pohyby, které vyvolávají kolísání pleurálního tlaku generující tok plynů. Dechová práce závisí na obtížích spojených s pohybem plynů a velikosti minutové ventilace.

3.3 Typy podpory dechové funkce

- Dýchání z úst do úst - krátkodobá metoda v nouzové situaci
- Oxygenoterapie - dodávání vzduchu obohaceného o kyslík
- Invazivní mechanická ventilace - použití přístroje, který pomůže dýchat s použitím trubice zavedené do trachey (průdušnice); někdy se provede tracheotomie (operace, při níž se v průdušnici vytvoří otvor)
- Neinvazivní mechanická ventilace - použití přístroje, který pomůže postižené osobě dýchat tak, že přivádí kyslík do masky nasazené na obličej nebo přes nos

4 Umělá plicní ventilace

Umělá plicní ventilace (UPV) je mechanický způsob dýchání nahrazující spontánní dýchání. Kde ventilací nazýváme výměnu vzduchu mezi plicemi a zevním prostředím. K umělé plicní ventilaci se používají pomůcky a přístroje jednoduché, poloautomatické a automatické. UPV se využívá při léčbě dechových nedostatečností, ale má také určitá rizika a negativní účinky na pacienta. Nevýhodami umělé plicní ventilace je zejména možnost vzniku barotraumatů (poškození plicní tkáně nefyziologickými hodnotami tlaků) a volumotraumatů (poškození plicní tkáně nefyziologickými hodnotami objemů).

Obecně rozlišujeme dva druhy umělé plicní ventilace. Je to zevní nepřímá umělá ventilace, u které tlaky vyvolávající exkurze hrudníku působí na hrudní stěnu. Příkladem jsou "železné plíce" uvedené na **Obrázek 5**, "barelová metoda" nebo "pásová metoda", ale tyto metody se dnes již nepoužívají. A dále je to vnitřní přímá umělá ventilace, kde se tlakové změny potřebné k výměně dýchacích plynů uplatňují uvnitř dýchacích cest. V naprosté většině se využívá přerušovaného pozitivního přetlaku (*intermittent positive pressure ventilation, IPPV*), který vede k aktivnímu vdechu a pasivnímu výdechu [3].



Obrázek 5: Železné plíce [11]

Vnitřní přímá umělá ventilace může být dále dělena podle rozsahu náhrady zevního dýchání na úplnou náhradu zevního dýchání (řízená plicní ventilace) a částečnou náhradu zevního dýchání (podpurná plicní ventilace – nemocný je nucen vykonat část dechové práce).

Z hlediska frekvence lze rozdělit ventilační strategie na konvenční a vysokofrekvenční. Zatímco při konvenční ventilaci jsou používány fyziologické frekvence, tj. 12-18 dechů za minutu, při vysokofrekvenční UPV jsou použity frekvence 4-25 Hz.

4.1 Cíle UPV

- Podpora výměny plynů v plicích
- Ovlivnění velikosti plicního objemu
- Snížení dechové práce
- Zvrat hypoxémie (snížení obsahu kyslíku v arteriální krvi)
- Zvrat akutní respirační acidózy
- Zvrat dechové tísně
- Prevence atelaktáz (nerozvinutí plíce)
- Umožnění sedace nebo nervosvalové blokády
- Snížení systémové nebo myokardiální kyslíkové spotřeby
- Snížení nitrolebního tlaku
- Stabilizace hrudní stěny

4.2 Režimy UPV

Přístroje pro umělou plicní ventilaci umožňují široké možnosti jejich nastavení. Kromě základních veličin jako jsou dechový objem, dechová frekvence, hladina tlaku na konci výdechu (ZEEP – nulový, PEEP - pozitivní), maximální tlak, inspirační asistence, poměr inspiria a expiria a koncentrace kyslíku, je nutné zvolení vhodného režimu na základě potřeb pacienta.

4.2.1 Režimy pro konvenční UPV

V případě **plně řízené ventilační podpory**, kdy je pacient bez dechové aktivity, ventilátor zajišťuje veškerou dechovou práci.

- **VCV** – objemová řízená ventilace - během inspirační fáze zajistí ventilátor dostatečný dechový objem
- **PCV** – tlaková řízená ventilace - ventilátor zabezpečí během inspiria nastaveného vrcholového inspiračního tlaku, který během celé inspirační fáze setrvá na konstantní výši

U **částečně podporované ventilaci** se pacient podílí na dýchání. Může tak rozhodovat o spuštění dechového cyklu a udávat tempo, ale hodnoty určuje přístroj.

- **AC** – asistovaná ventilace – vykonává řízenou ventilaci podle nastavených parametrů, která je spouštěna dechovou aktivitou nemocného
- **IMV** – zástupová ventilace - pokud pacient vyvine dostatečné nádechové úsilí, přístroj přidá několik řízených dechů do jeho spontánního cyklu
- **SIMV** – přístroj počká na výdech pacienta a až pak přidá svůj vdech
- **PSV** – tlakově podporovaná ventilace – spontánní dýchání s podporou překonávání odporu mrtvého prostoru
- **MMV** - minutová mandatorní ventilace - ventilátor kontroluje dýhací objem a frekvenci a provede vdech při poklesu

Pokud je pacient schopen samostatného dýchání, je volena **spontánní ventilace**, u které pacient ovlivňuje všechny parametry ventilace kromě směsi.

- **CPAP** – v dýchacích cestách trvalý přetlak, systém PEEP, kdy pacient si ventiluje zcela sám

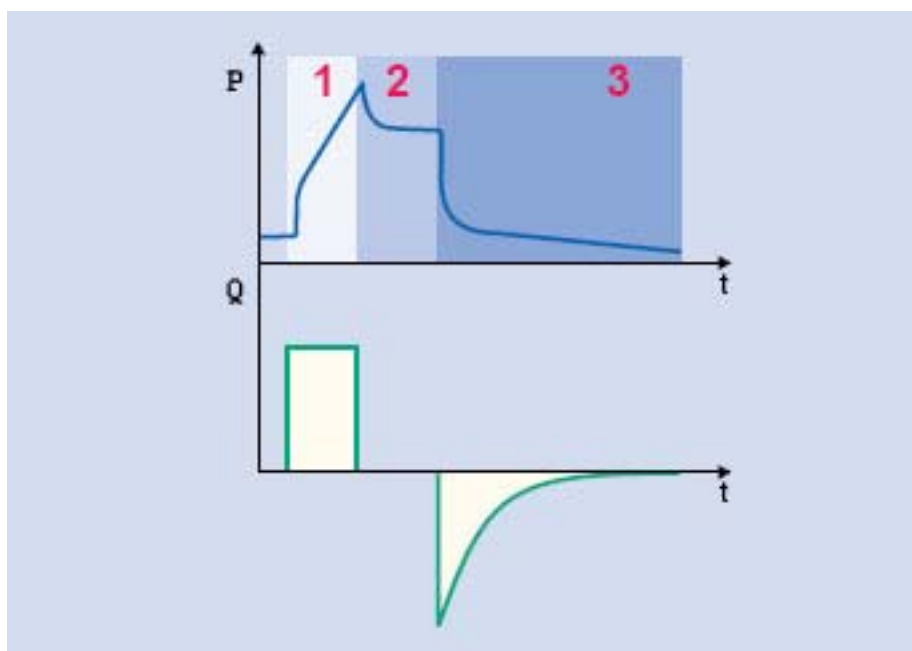
- **BIPAP** – bifázický, dvě pozitivní úrovně tlaku v dýchacích cestách a jeho frekvence, odvykací režim
- **NIV** – neinvazivní ventilace

4.2.2 Režimy pro nekonvenční UPV

- **HFPPV** - vysokofrekvenční s pozitivním přetlakem
- **HFJV** - vysokofrekvenční trysková, nelze rozeznat nádech od výdechu
- **HFO** - vysokofrekvenční oscilační, plyny se vyměňují pohybem molekul
- **ECMO** - mimotělní membránová oxygenace - využití v kardiochirurgii, frekvence je nižší, nižší inspirační tlaky, PEEP

4.3 Problémy ventilace

Umělá plicní ventilace a fyziologická respirace se postupně vyvíjí krok za krokem. S každým krokem řešení nastává další problém, vyplývající buď ze zvratu tlakových poměrů nebo z technických omezení. Následující část popisuje tři závažné problémy, které vycházejí přímo ze způsobu vývoje UPV. Vývoj dýchání je znázorněn za pomoci ventilační křivky. Křivky zobrazují tlak dýchacích cest (P) a průtok vzduchu (Q) po dobu jednoho nádechu a výdechu. Čas od začátku jednoho nádechu po začátek dalšího určuje cyklus ventilace.



Obrázek 6: Ukázka ventilace za použití ventilační křivky [11]

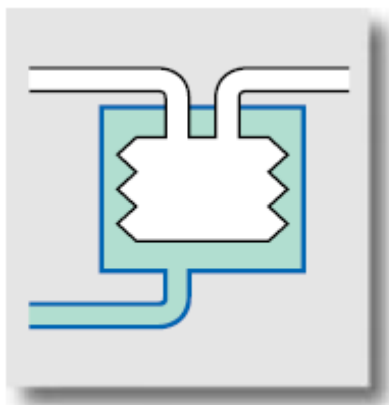
Průběhy na **Obrázek 6** ukazují cyklus ventilace ze Spirometru, jedná se o tlakovou a průtokovou křivku dýchacích cest. Tlaková křivka je rozdělena na tři části, nejprve nárůst tlaku v úseku 1, kde tlak dosahuje nejvyšší hodnoty. Tato část se nazývá doba toku. V úseku 2 tlak klesá ke stabilní úrovni. V úseku 3, doba výdechu, tlak padá ke zbytkové hodnotě.

Pozvolný vývoj toku v průběhu času ukazuje tyto tři stupně ještě zřetelněji. Tři výše zmíněné situace poukazují na tyto problémy:

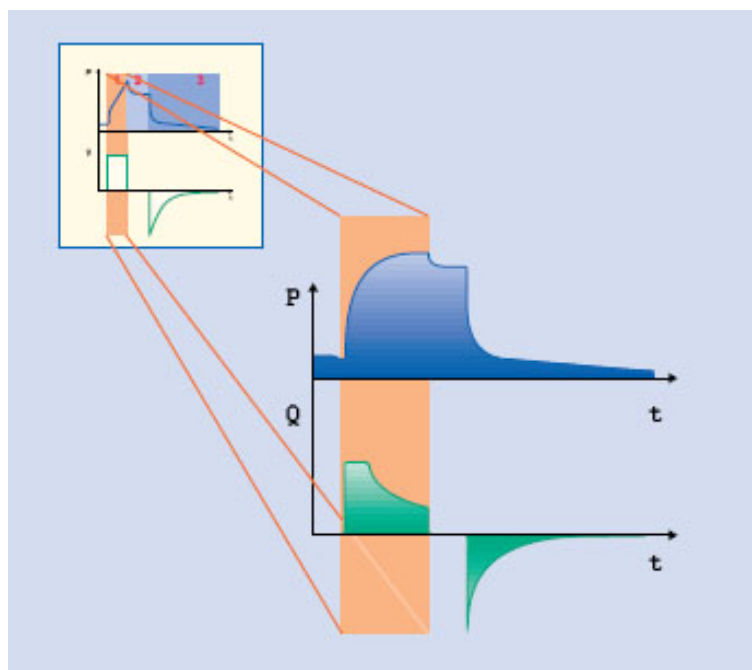
- 1) Kvůli stálému toku na začátku nádechu se mohou vytvořit „špičkové“ tlaky (**Obrázek 8**), které můžou za jistých okolností zvýšit mechanický tlak na plicní tkáň.
- 2) Pacient není schopný vydechnout během úseku stabilní hladiny (**Obrázek 9**), protože hltanová záklopka je stále udržována ventilátorem v uzavřeném stavu. Následkem toho je přirozené dýchání během této fáze značně narušené.
- 3) Jestliže dochází k úniku vzduchu, reziduální tlak klesne (**Obrázek 11**). Stálý reziduální tlak však má ohromný klinický význam. Nazýváme ho jako tlak dýchací cesty během konce dýchací doby - PEEP (Positive End Expiratory Pressure).

4.3.1 Špičkové tlaky

Tlakové špičky, na začátku nádechové fáze ve ventilaci, nastanou následkem jednoduché formy plynové regulace průtoku. Tyto ventilátory dodávají vzduch v konstantním toku bez ohledu na tlak, který se vytváří v dýchacích cestách. Kvůli zákonům fyziky může mít tento typ ventilace za následek vytvoření tlakové špičky v plicích. Tlak začne ustupovat do stabilní úrovně teprve po rozmístění vzduchu v plicích. Anesteziologové jsou s tímto problémem obeznámeni a snaží se vyvarovat špičkových tlaků během ruční ventilace regulováním tlaku – opatrně stlačují měch, aby zajistili, že plíce nebudou přetíženy nadměrným tlakem dýchacích cest. Pro UPV je problém tlakových špiček řešen používáním nastavitelného pracovního tlaku, napodobující do jisté míry zkušenou ruku anesteziologa. Návrh strojové plicní ventilace, který je znázorněn na **Obrázek 7**, zobrazuje měch uložený v pevné nádobě, kde tlak v nádobě (tzv. pracovní tlak) je stanoven terapeutem. Tento návrh umožňuje průběh ventilace s omezením tlaku dýchacích cest na úroveň pracovního tlaku. Termín "tlakem omezená ventilace" je nyní hodně využíván pro popis takto upraveného typu konstantního objemu ventilace.



Obrázek 7: Základ ruční ventilace přenesené na umělou ventilaci [11]



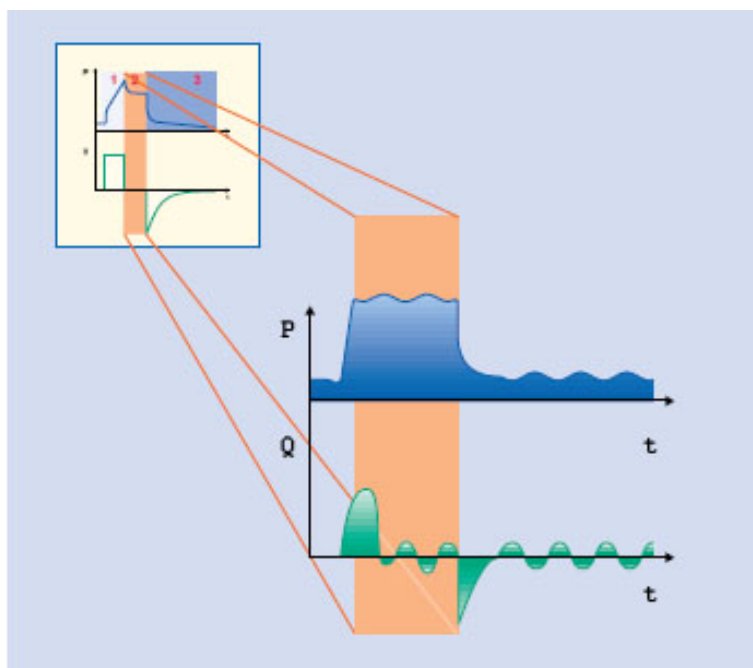
Obrázek 8: Problém tlakové špičky [11]

Obrázek 8 znázorňuje pozvolný vývoj tlakem řízené ventilace odvozené z ventilace konstantního objemu. Tlaková špička je v tomto případě "oříznuta" a proud ustupuje spojitě z původně konstantní úrovně. Pokud proud klesá tímto způsobem, jedná se o "brzdící tok". Pokud tlak klesá na nízkou úroveň, která určuje dechový objem, ale nemůže být dosažena nulová hodnota, pak se ventilace stává "tlakově řízená". Tlakově řízená ventilace nebyla uvedena jako nový a nezávislý režim, ale byla odvozena z původní ventilace konstantního objemu.

4.3.2 Spontánní výdech

Jedním z nejvýznamnějších pokroků nových režimů je možnost spontánního dýchání během umělé plicní ventilace. Konvenční strojová ventilace nedovoluje spontánní dýchání během výdechu. To znamená, že pacient nemůže sám během cyklu vydechovat kvůli uzavřené záklopce. V případě „otevřeného systému“, je záklopka řízena s ohromnou citlivostí a není tak nikdy zcela uzavřena.

Princip otevřeného systému stanovuje technické základy pro realizaci nové tlakově řízené ventilace v režimu BIPAP/PCV $\oplus$.

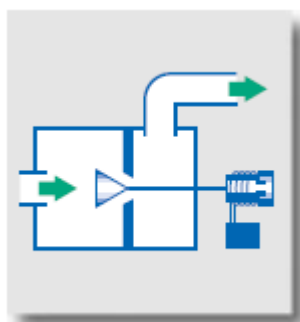


Obrázek 9: Problém spontánního výdechu [11]

Při pohledu na tok vzduchu na **Obrázek 9** je zřetelná možnost spontánního dýchání. Pacient tak může vydechovat během strojového dýchacího cyklu. Režim BIPAP tak přinesl vývoji ventilace dva rozhodující pokroky. Redukoval počet potřebných režimů, díky jeho široké použitelnosti a přivedením nového režimu dal pacientovi možnost samovolného dýchání, tím vystavení menšímu stresu.

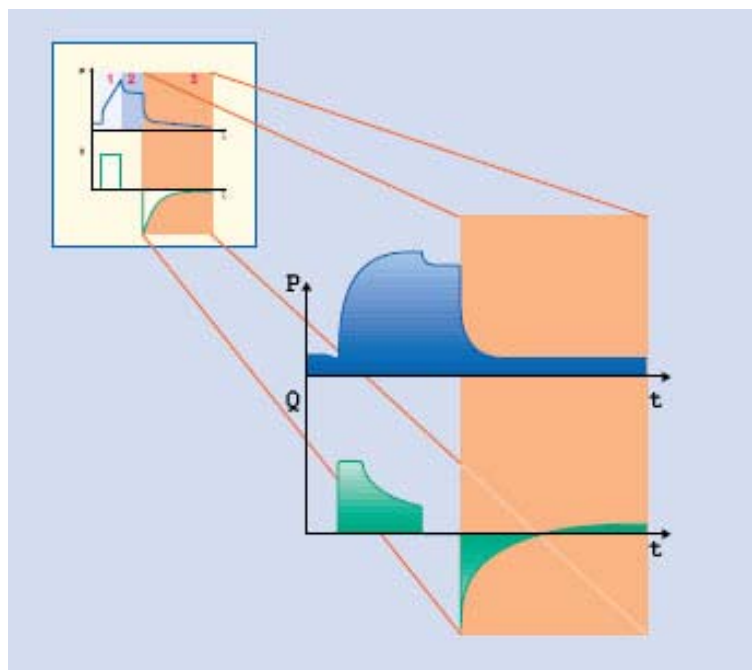
4.3.3 Únik vzduchu

Na začátku osmdesátých let byl princip plicní ventilace nahrazen současnými ventilátory řízenými mikroprocesory. Tato nová generace zařízení nejprve nezpůsobila žádná vážná zlepšení vzhledem k problémům konvenčních metod, ale spíše převzala známé režimy ventilace za použití nových technologií pro průtok vzduchu a řízení záklopky při výdechu.



Obrázek 10: Výdechová záklopka

Výdechová záklopka byla nejprve nepřímo řízená elektromagnetem a později mikroprocesorem. Navzdory obrovskému potenciálu, nová technologie přinesla strojové ventilaci pouze malé zlepšení. Nyní je možné udržovat PEEP úroveň během výdechu. Ve ventilačních křivkách (**Obrázek 11**) může být vyrovnání výdechu zřetelně viditelné z úprav proudu vydechovaného vzduchu. Díky dynamické regulaci průtoku vzduchu je ventilátor schopný podat přesné množství dodatečného vzduchu potřebného ke kompenzaci vzduchu ztraceného skrz netěsnosti, například v hadičce.



Obrázek 11: Problém úniku vzduchu [11]

Reálný čas křivky na **Obrázek 11** ukazuje kompenzaci úniku vzduchu. Zřetelný je pak kompenzační tok v poslední části dýchací fáze.

4.4 Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFO)

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (*High Frequency Oscillation*) je v současné době nejrozšířenější nekonvenční metoda UPV, především v novorozenecké intenzivní péči. Principem je vytvoření oscilačních kmitů v nízkotlakém dýchacím okruhu s trvalým prouděním, ať už membránou nebo soustavou trysek. Jedná se o aktivní inspirium i expirium při frekvencích 180 až 360 cyklů za minutu u dospělých a 600 až 2400 cyklů za minutu u novorozenců. Dechové objemy takto vytvořené jsou až desetkrát menší než u konvenční UPV, a tomu odpovídá i tlaková amplituda v alveolárním prostoru. Díky nízkoobjemové, a tedy šetrné, ventilaci lze s výhodou použít relativně vysoký střední tlak, který umožňuje otevření kolabovaných alveolů a udržení vzdušnosti plic.

Vzhledem k tomu, že se jedná o nízkotlaký systém, nejsou problémy se zvlhčením směsi plynů k ventilaci. Relativní problém je objemový monitoring této nekonvenční ventilace, která je závislá na měnícím se odporu dýchacích cest. Při oscilační ventilaci se jedná o systém otevřený do atmosféry s nedefinovatelným směrem toku plynů a v některých případech s nedefinovatelným únikem. Protože ventilace se děje dynamikou nedefinovatelného pohybu plynů v systému otevřeném do atmosféry, nelze dobře charakterizovat tuto ventilaci objemovými veličinami. Vyhodnocování mechaniky vysokofrekvenční oscilační a tryskové ventilace se tedy soustřeďuje na sledování tlaků, [4].



Obrázek 12: Oscilační ventilátor SensorMedics 3100B [8]

4.5 Vysokofrekvenční trysková ventilace (HFVF)

High Frequency Jet Ventilation je nízkotlaká ventilace používající tzv. suprafyziologické frekvence 100 až 400 cyklů za minutu. Základem systému je tryskový generátor proudu, do jehož trysky je přiváděn plyn o vysokém tlaku, který se po výstupu z trysky mění v nízkotlaké pulsy realizující výměnu plynů. Vzhledem k tomu, že se konstrukčně jedná o bezventilový systém, kdy dýchací cesty pacienta a patientský dýchací systém tvoří systém otevřený do atmosféry, je kdykoliv v průběhu ventilačního cyklu možná spontánní ventilace. Originální český multitryskový generátor a vysokofrekvenční tryskový ventilátor PARAVENT (**Obrázek 13**) umožňují jednoduchou a bezpečnou krátkodobou ventilaci všech věkových a hmotnostních kategorií, včetně programovatelné drenáže dolních cest dýchacích. Multitryskové generátory jsou svými velikostmi 3 – 10 přizpůsobeny pro ventilaci celého hmotnostního spektra pacientů od novorozenců až po dospělé, [4].



Obrázek 13: Tryskový ventilátor PARAVENT [8]

5 *Matematický model dýchacích cest*

5.1 Vlastnosti soustavy

Při hledání matematického modelu plic je nutné, aby byl rozdělen do dvou základních částí. První z nich je endotracheální trubice a dýchací cesty, druhou částí jsou vlastní plíce, tvořené menšími periferními dýchacími cestami a alveolárními sklípky. Ačkoliv jsou plíce nelineární systém, lze je řešit jako lineární.

Rozdíl mezi tlakem úst a tlakem uvnitř hrudi může být vyjádřen jako napětí, U . Podobně proud vzduchu může být modelován jako proud, I . Odpor proudu vzduchu přes dýchací cesty může být reprezentována jako elektrický odpor, R . Podle Ohmova zákona potom můžeme říci, že:

$$U = R \cdot I$$

Zásoba vzduchu v plicích může být reprezentována elektrickou kapacitou, C . Množství vzduchu je znázorněno elektrickým nábojem, Q . Mechanické uchování tohoto vzduchu se nazývá "compliance" (poddajnost). Plíce uchovávají energii při naplnění vzduchem. Prostor, který je se stlačuje nebo roztahuje a prostor v okamžiku, kdy jsou plíce naplněné vzduchem, závisí na poddajnosti. Tužší plíce potřebují více tlaku, aby v sobě uchovaly dané množství vzduchu, a jsou méně poddajné. Tedy elektrická kapacita je o to menší.

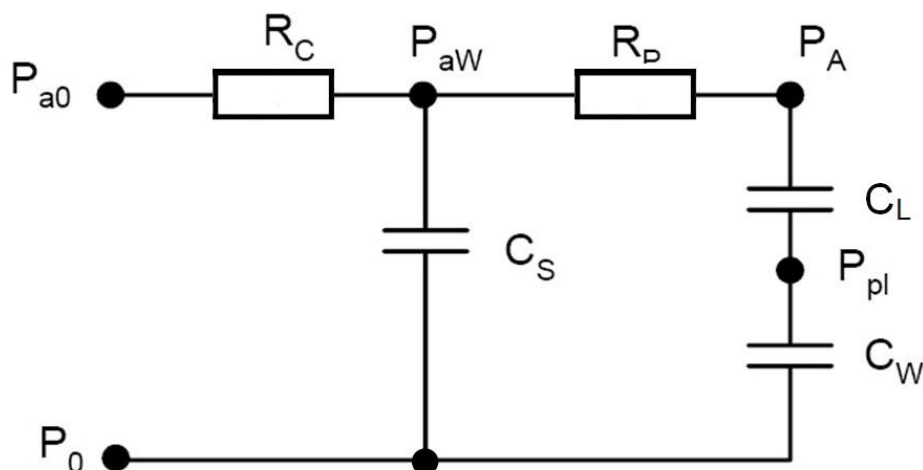
$$Q = \int_0^t I dt$$

Právě tak jako uchovávání potenciální energie, systémy mohou uchovávat energii kinetickou. Tato vlastnost je známá jako "inertance". Elektrický ekvivalent je indukčnost, L .

$$U = L \frac{dI}{dt}$$

5.2 Plicní mechanismy

Odpor vzduchu větších centrálních dýchacích cest je vyjádřen jako R_C a odpor menších dýchacích cest, periferních, je vyjádřen jako R_P . Kapacita alveolů je dána C_L (poddajnost plic i poplicnice). Alveoly jsou obklopeny hrudní stěnou, která se rozpíná při nádechu. Toto je vyjádřeno kapacitou C_W (poddajnost pohrudnice), která je v sérii s alveoly.



Obrázek 14: Schéma modelu s ohledem na tlaky

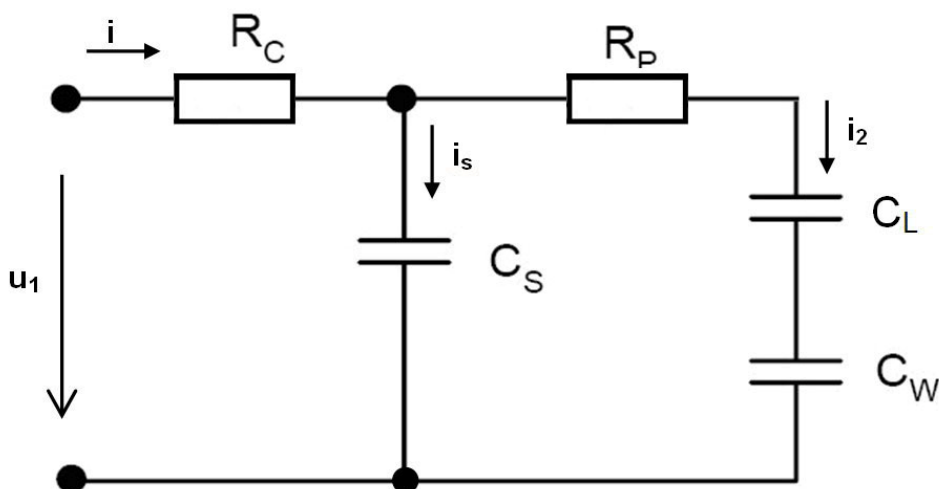
Malý zlomek vzduchu, který vstoupil do dýchacích cest, nedosáhne alveolů a zůstává v dýchacích cestách, aniž by došlo k přeměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi vzduchem a krví. Tento objem vzduchu se označuje jako mrtvý prostor, který je vyjádřen kapacitou C_S . Toto je důležité zejména při vysokofrekvenční ventilaci, kdy dojde k poklesu impedance a z alveolů je odváděno více vzduchu. Tlaky vyvinuté v tomto modelu (**Obrázek 14**) jsou:

- P_{a0} – v ústech (dýchací cesty otevřeny)
- P_{aW} – v centrální dýchací cestě
- P_A – v alveolech
- P_{pl} – v prostoru mezi plicemi a hrudní stěnou

Tyto tlaky se vztahují k tlaku P_0 , který může být označen jako 0.

Předpokládejme, že pacient reprezentovaný uvedeným schématem (**Obrázek 14 a 15**) má normální plic s těmito parametry:

- $R_C = 1 \text{ cm H}_2\text{O s L}^{-1}$ – odpor větších centrálních dýchacích cest
- $R_P = 0.5 \text{ cm H}_2\text{O s L}^{-1}$ – odpor menších dýchacích cest
- $C_L = 0.2 \text{ L cm H}_2\text{O}^{-1}$ – kapacita alveolů
- $C_W = 0.2 \text{ L cm H}_2\text{O}^{-1}$ – kapacita pohrudnice
- $C_S = 0.005 \text{ L cm H}_2\text{O}^{-1}$ – kapacita mrtvého prostoru



Obrázek 15: Schéma modelu s ohledem na elektrické veličiny

6 Realizace modelu

Realizace modelu je provedena v prostředí Matlab, pomocí implementovaného rozhraní Simulink a GUIDE. Model je možno realizovat několika způsoby, kde každý má své výhody i nevýhody. Základním způsobem realizace je model pomocí přenosové funkce. Tento způsob však má mnohá omezení (např. složitá změna parametrů), a proto je vhodnější volba strukturovaného modelu. V našem případě volíme pro realističtější simulaci i rozšířený strukturovaný model. Ve všech uvedených případech předpokládáme pacienta reprezentovaného schématem na **Obrázek 14 a 15**.

6.1 Model pomocí přenosové funkce

Proudění vzduchu i přes R_C , i_2 přes R_p a $i_s = i - i_2$ přes C_S . Aplikací prvního Kirchhoffova zákona k druhé smyčce obvodu dojdeme ke vztahu:

$$R_p \cdot i_2 + \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_w} \right) \int i_2 dt = \frac{1}{C_S} \int (i - i_2) dt$$

Aplikací I. Kirchhoffova zákona k první smyčce obvodu dojdeme ke vztahu:

$$u_1 = R_C \cdot i + \frac{1}{C_S} \int (i - i_2) dt$$

Rovnice upravíme a eliminujeme i_2 :

$$\frac{d^2 u_1}{dt^2} + \frac{1}{R_p C_T} \frac{du_1}{dt} = R_C \frac{d^2 i}{dt^2} \left(\frac{1}{C_S} + \frac{R_C}{R_p C_T} \right) \frac{di}{dt} + \frac{1}{R_p C_S} \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_w} \right) \cdot i$$

kde C_T je definováno jako:

$$C_T = \frac{1}{\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_w} + \frac{1}{C_S}}$$

Provedeme Laplaceovu transformaci:

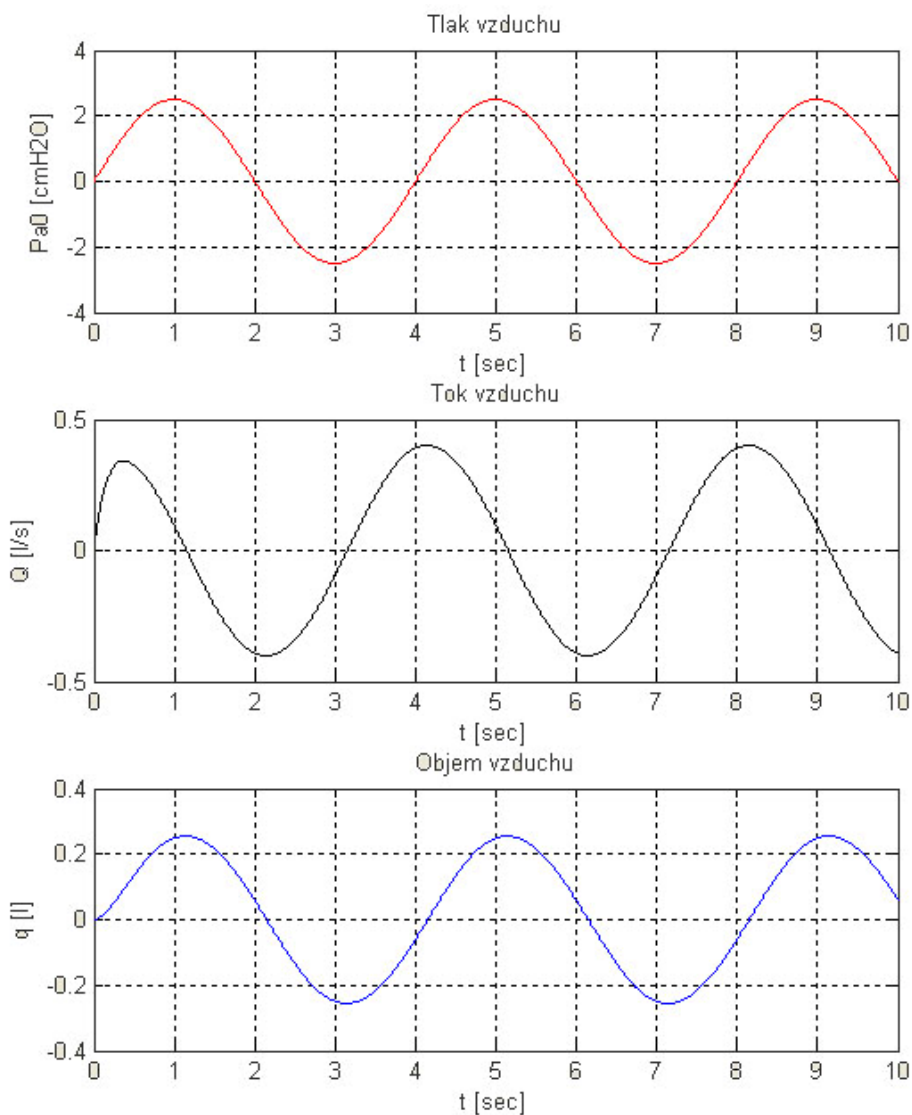
$$s^2 \cdot u_1(s) + \frac{1}{R_p C_T} s \cdot u_1 = R_C s^2 \cdot i(s) + \left(\frac{1}{C_S} + \frac{R_C}{R_p C_T} \right) s \cdot i(s) + \frac{1}{R_p C_S} \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_w} \right) \cdot i(s)$$

Rovnici upravíme, abychom získali přenosovou funkci, a dosadíme číselné hodnoty parametrů:

$$\frac{i(s)}{u_1(s)} = \frac{s^2 + \frac{1}{R_p C_T} s}{R_C s^2 + \left(\frac{1}{C_S} + \frac{R_C}{R_p C_T} \right) s + \frac{1}{R_p C_S} \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_w} \right)} = \frac{s^2 + 420s}{s^2 + 620s + 4000}$$

Pomocí výsledné přenosové funkce můžeme v rozhraní Simulink model realizovat (viz **I. Příloha**). Jako zdroj poslouží generátor sinusového průběhu, který vyjadřuje funkci ventilátoru, s amplitudou vstupního tlaku $P_{a0} = 2,5 \text{ cmH}_2\text{O}$ a frekvencí $1,57 \text{ rad/s}$ udávající dechovou frekvenci 15 cyklů za minutu. Přenosová funkce je vyjádřena funkčním blokem. Osciloskop po spuštění simulace slouží pro zobrazení průběhů vstupního tlaku (P_{a0}), toku vzduchu (Q) a objemu vzduchu (q) v závislosti na čase (**Obrázek 16**).

Pro změnu parametrů dýchací soustavy je v tomto případě nutné opět dosadit příslušné hodnoty do přenosové funkce a výslednou hodnotu upravit ve funkčním přenosovém bloku. Pro zpřehlednění výsledků simulace je vhodné průběhy pomocí příkazů „plot“ vykreslit v novém okně.



Obrázek 16: Ventilací křivky modelu s přenosovou funkcí

6.2 Strukturovaný model

Alternativou modelu s přenosovou funkcí je model strukturovaný, který užívá částečné diferenciální rovnice a dává přesnější obraz modelu s ohledem na jeho šíření v čase. Řešení tohoto modelu může být provedeno řadou cest. Pro lineární řešení může být využito principu superpozice. Na modelech může být zkoumán jejich ustálený stav a frekvenční charakteristiky. Můžeme využít Laplaceovy transformace a přenosová funkce může být použita k nalezení zisku a fázové charakteristiky systému. Vyšší řád diferenciální rovnice může být rozložen do sérií rovnic prvního řádu tak, aby vytvořil matici rovnic, které jsou pak přizpůsobitelné stavovému prostoru analýzy. Matlab a Simulink používají směsí Laplaceových transformací a stavového prostoru analýzy v grafické formě, aby se tyto úkoly zjednodušily.

Schéma modelu na **Obrázek 15** si můžeme zjednodušit tím, že kapacity C_L a C_W , které jsou v sérii, sjednotíme v kapacitu C_2 :

$$C_2 = \frac{1}{\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W}}$$

Pro kapacitu (alveolární objem) ze vztahu mezi proudem (průtokem vzduchu) a napětím (tlakem) dostáváme:

$$i = C \frac{du}{dt}$$

Můžeme tedy vyjádřit proudy i_2 a i_s :

$$i_2 = C_2 \frac{du_2}{dt}$$

$$i_s = C_s \frac{du_s}{dt}$$

Z Ohmova a druhého Kirchhoffova zákona:

$$i = \frac{u_1 - u_s}{R_C}$$

$$i_2 = \frac{u_s - u_2}{R_p}$$

Aplikací prvního Kirchhoffova zákona:

$$i = i_2 + i_s$$

$$i_s = i - i_2 = \frac{u_1 - u_s}{R_C} - \frac{u_s - u_2}{R_p}$$

Dosazením získáme:

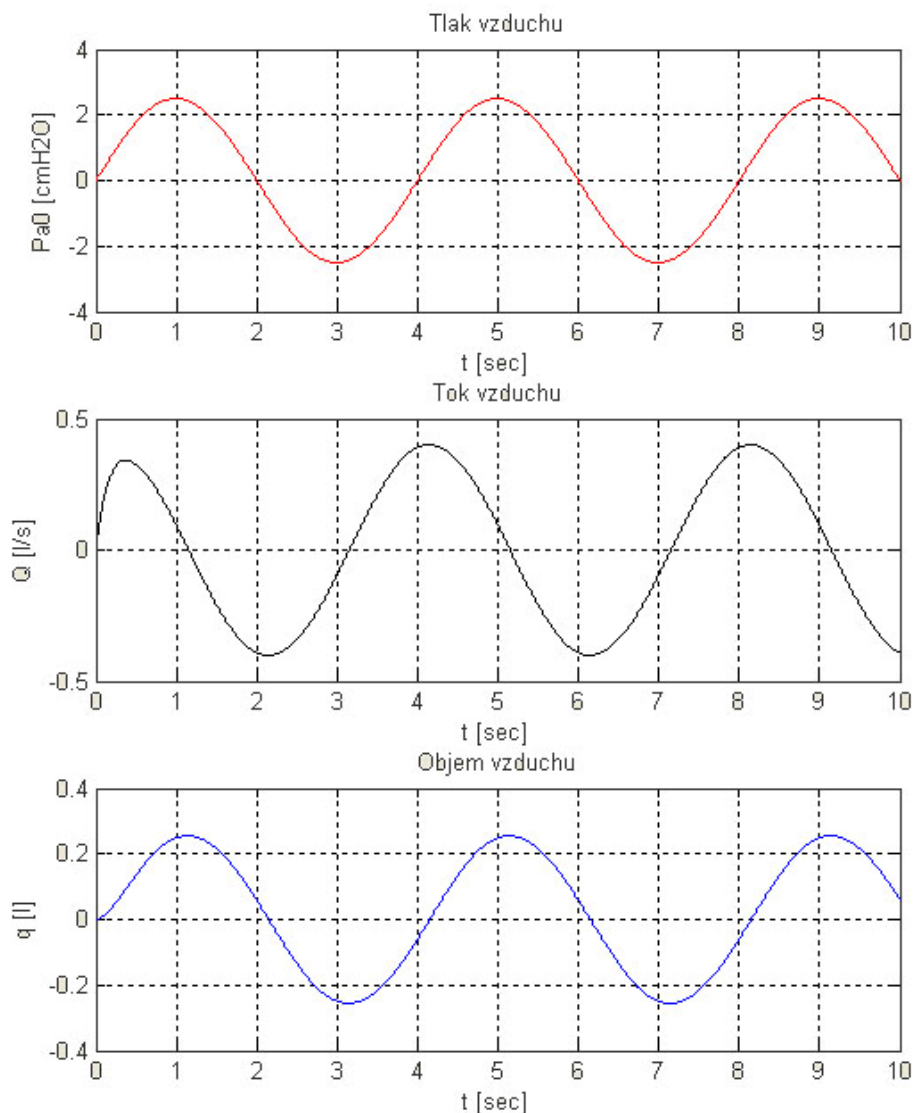
$$\frac{u_s - u_2}{C_2 \cdot R_p} = \frac{du_2}{dt}$$

$$\frac{u_1 - u_s}{C_s \cdot R_C} - \frac{u_s - u_2}{C_s \cdot R_p} = \frac{du_s}{dt}$$

Model opět zaneseme pomocí bloků do rozhraní Simulink (viz **I. Příloha**) a využijeme shodného principu vyjádření vstupního ventilátoru jako v předchozím případě. Vlastní uskupení funkčních bloků vyjadřuje proudy i_s a i_2 , jejichž součtem získáme výsledný tok vzduchu (Q) a následnou integrací i objem vzduchu (q). Tyto výsledné veličiny jsou společně se vstupním tlakem znázorněny v závislosti na čase na **Obrázek 17**.

Před spuštěním simulace je nutné vyjádřit parametry dýchacích cest pacienta, např. pomocí skriptu vloženého do příkazového řádku Matlabu nebo přiloženého souboru M-file:

```
Rc=1
Rp=0.5
Cs=0.005
Cl=0.2
Cw=0.2
C2=1/(1/Cl+1/Cw)
```



Obrázek 17: Ventilační křivky strukturovaného modelu

6.3 Rozšířený strukturovaný model

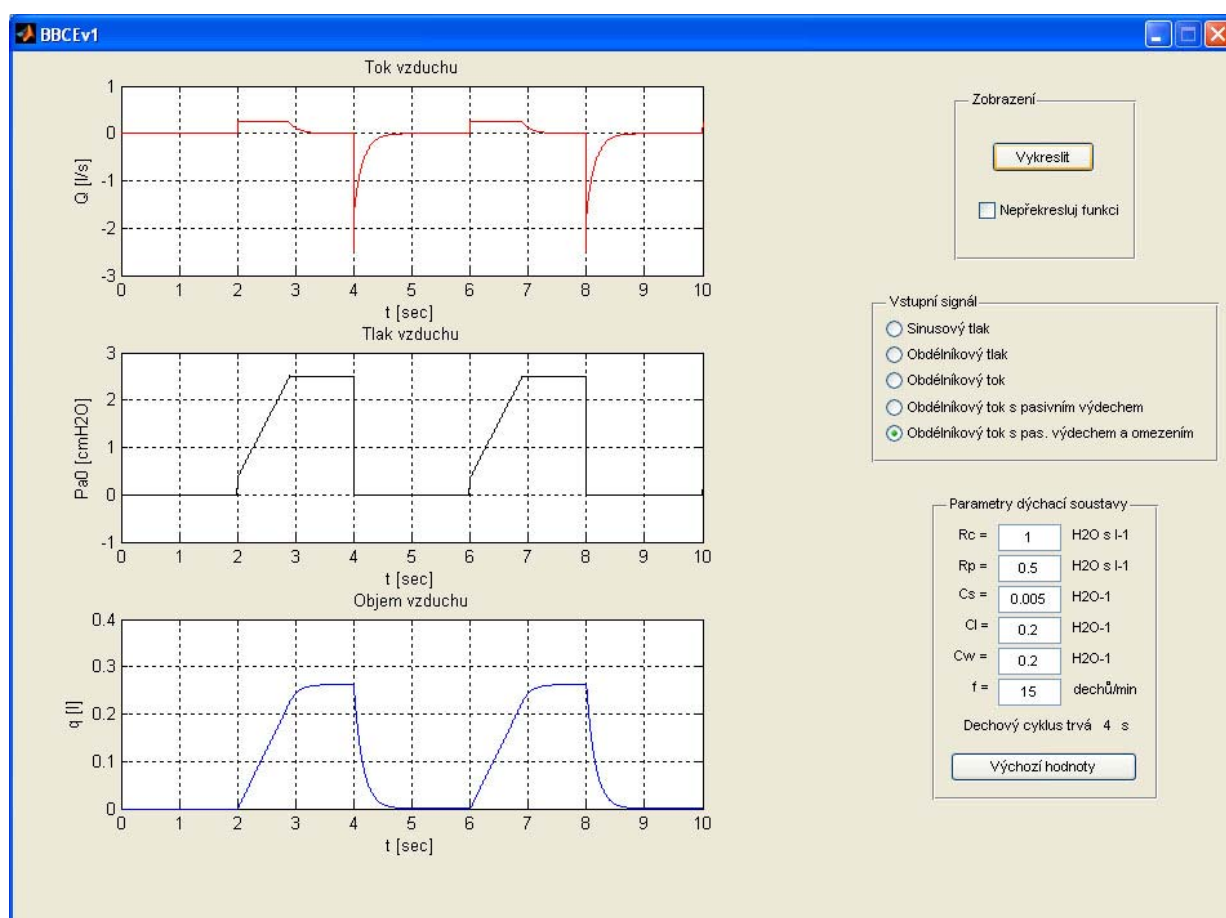
Jak již napovídá název modelu, schéma (viz **III. Příloha**) vychází ze strukturovaného modelu, který je rozšířen o řadu možností.

Tento model má pět pracovních režimů určující vstupní veličinu a tím i režim ventilace:

- 1) Sinusový tlak
- 2) Obdélníkový tlak
- 3) Obdélníkový tok
- 4) Obdélníkový tok s pasivním výdechem
- 5) Obdélníkový tok s pasivním výdechem a tlakovým omezením

K základním vstupním veličinám, sinusového a obdélníkového průběhu tlaku, je tak přidána možnost sledování simulace vstupního obdélníkového toku a jeho modifikací. Ze zdrojového kódu (viz **IV. Příloha**) a schématu zapojení (viz **III. Příloha**) je patrné, že **Prepinac1** a **Prepinac1.1**, ovládaný parametrem **SW1**, tak určuje uzavření obvodu pro vstupní tlak nebo tok.

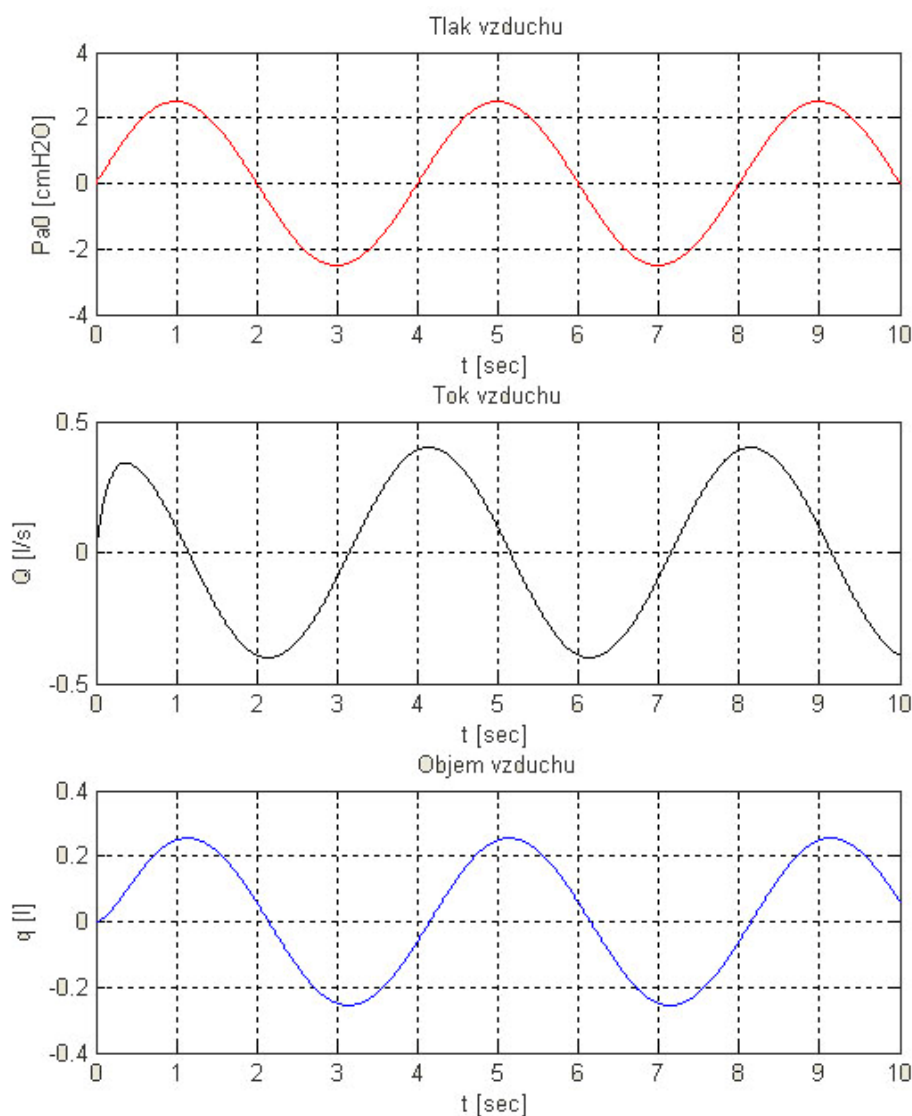
Z problémů vyplývajících z umělé plicní ventilace (viz kapitola **4.3 Problémy ventilace**) je zde zahrnut i režim pasivního výdechu, umožňující spontánní výdech pacienta, a tlakové omezení, sloužící k odstranění tlakových špiček. Tohoto efektu je docíleno realizací zpětné vazby modelu.



Obrázek 18: Grafické prostředí rozšířeného strukturovaného modelu

Předností kombinovaného modelu je zejména široká škála možností pro nastavení simulace. Model je navržen v grafickém prostředí GUIDE, který umožňuje snazší ovladatelnost a přehlednost celé aplikace. Přímo v okně se simulací (**Obrázek 18**) lze snadno měnit jednotlivé parametry dýchací soustavy a pomocí funkce překreslování grafu sledovat dopad na dýchací soustavu pacienta.

Na **Obrázek 19** je pro porovnání s předchozími realizacemi modelu výsledek simulace základního nastavení, kde je vstupní veličinou sinusový tlak a parametry dýchací soustavy jsou nastaveny na defaultní hodnoty.



Obrázek 19: Ventilační křivky rozšířeného strukturovaného modelu

7 Dopad nemocí na parametry dýchací soustavy

Nemoci a nehody mají významný vliv na jednotlivé parametry dýchací soustavy a ovlivňují tak funkci dechového cyklu. S těmito vlivy je nutno počítat i při využití umělé plicní ventilace a přizpůsobit její nastavení pro daného pacienta.

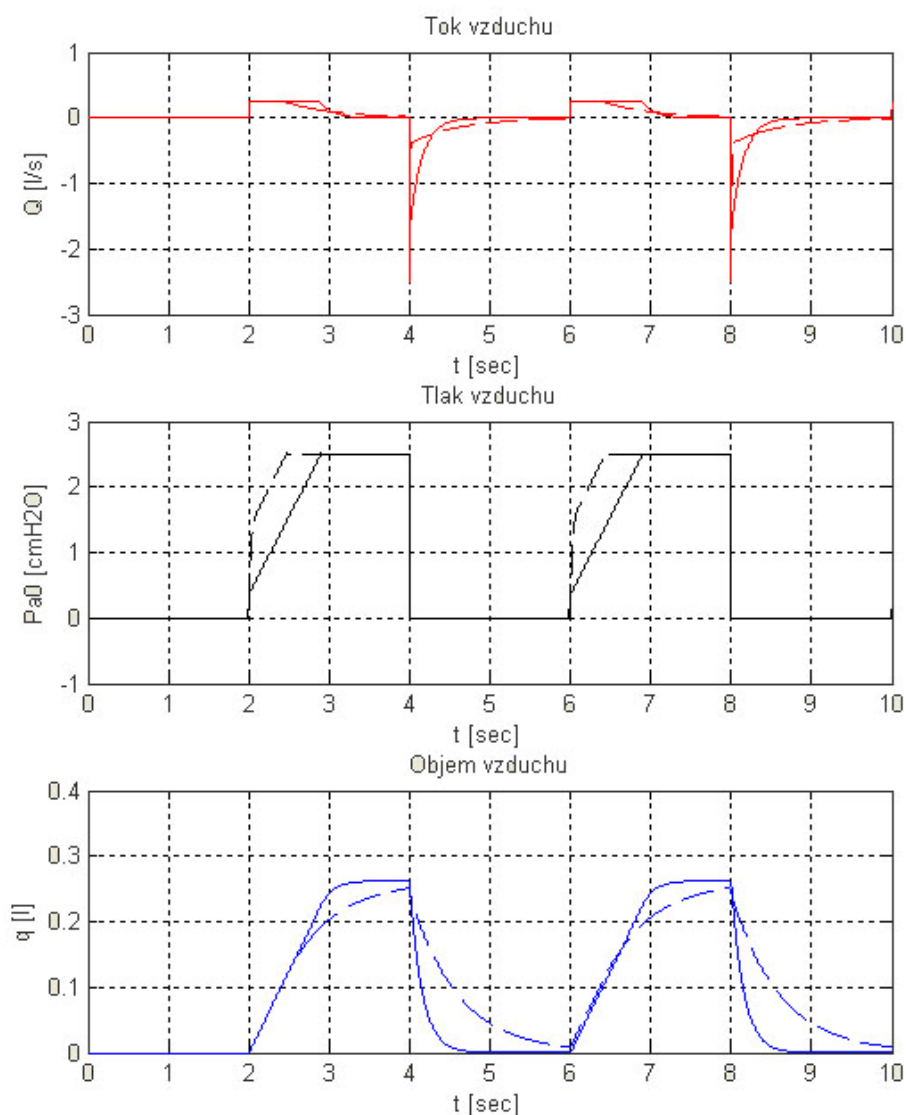
Níže jsou uvedeny tři příklady změny parametrů dýchací soustavy na základě její poškození. Astma způsobuje zvýšený odpor periferních cest, fibróza způsobí ztuhnutí plic a poškození plic nadměrným kouřením je pak kombinací těchto dvou onemocnění. Další nemoci nebo nehody mohou ovlivnit další parametry. Například, vdechnutá potrava nebo nějaký předmět může zvýšit odpor centrálních dýchacích cest. kloubní ztuhlost někdy může způsobit, že klouby mezi žebry a páteří ztuhnou, tím klesá poddajnost stěny hrudníku. V tomto případě se snižuje kapacita pohrudnice. U kuřáků také dochází k ničení průdušek a to způsobuje zvýšení objemu mrtvého prostoru.

Ventilační křivky na **Obrázek 20, 21 a 22** zobrazují změnu toku a objemu vzduchu poškozené dýchací soustavy (čárkovaně) proti nepoškozené dýchací soustavě normálního člověka (plná čára). Křivky jsou výsledkem rozšířeného strukturovaného modelu v režimu obdélníkového vstupního tlaku se spontánním výdechem a tlakovým omezením.

7.1 Vliv astmatu

Lidé s astmatem mají zvýšený odpor periferních dýchacích cest. Můžeme tedy změnit parametr R_P např. na hodnotu $5.0 \text{ cm H}_2\text{O s L}^{-1}$.

Jak vyplývá z ventilačních křivek na **Obrázek 20**, zvýšený odpor periferních cest má za následek rychlejší nástup špičkových tlaků a proud vzduchu dodávaný ventilátorem tak musí být tlumen mnohem dříve, aby nedošlo k nárůstu tlaku nad povolenou mez. Zvýšený tlak také způsobuje pozvolnější nárůst objemu vzduchu při nádechu a prodloužení výdechu.

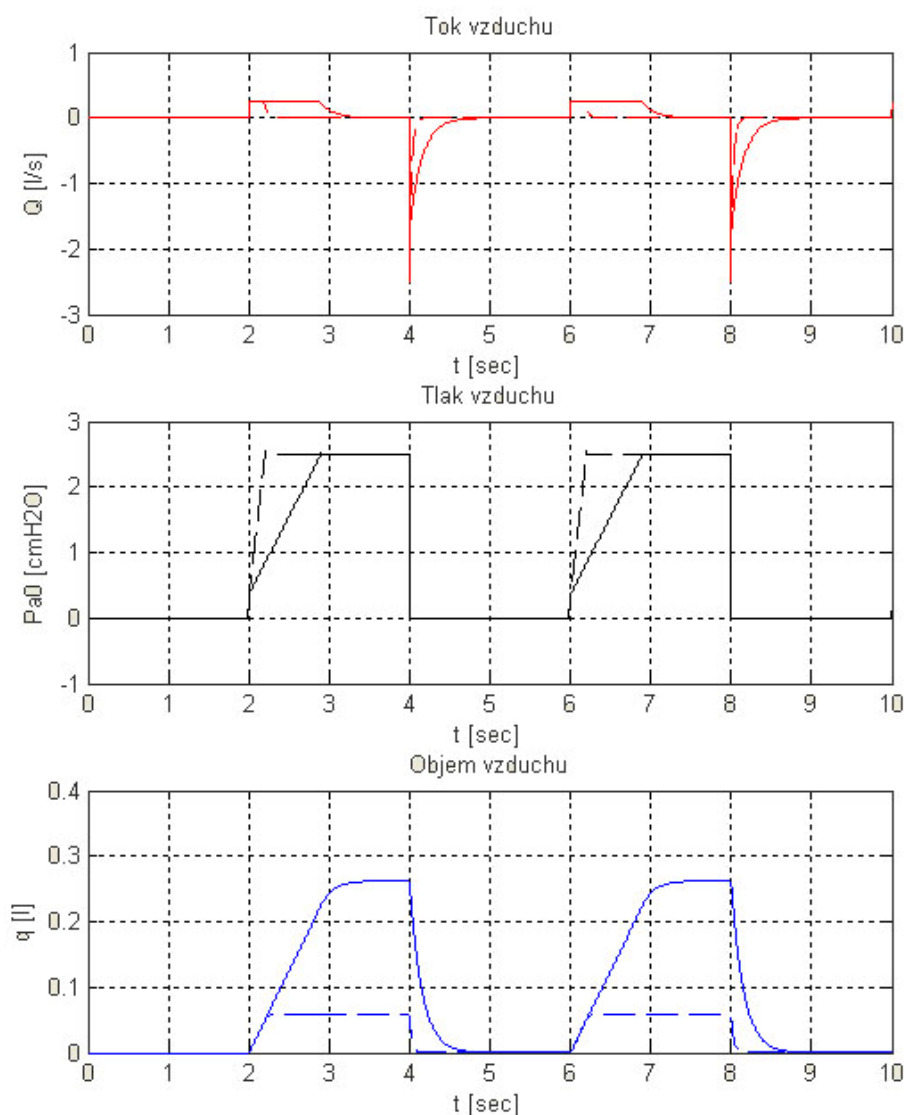


Obrázek 20: Ventilační křivky při postižení astmatem

7.2 Vliv škodlivých látek

U lidí, kteří jsou vystaveni škodlivým látkám, jako jsou např. herbicidy, se projevuje plicní fibróza, u které dochází k tuhnutí plic. Dochází tedy ke snížení alveolární poddajnosti, v našem případě nastavíme $C_L = 0.02 \text{ L cm H}_2\text{O}^{-1}$.

Obrázek 21 znázorňuje, v důsledku snížení kapacity alveol, téměř okamžitý nárůst tlaku na maximální hranici a tím znemožňuje další průtok vzduchu do plic. Během krátkého nádechu se do plic dostává velice malý objem vzduchu.

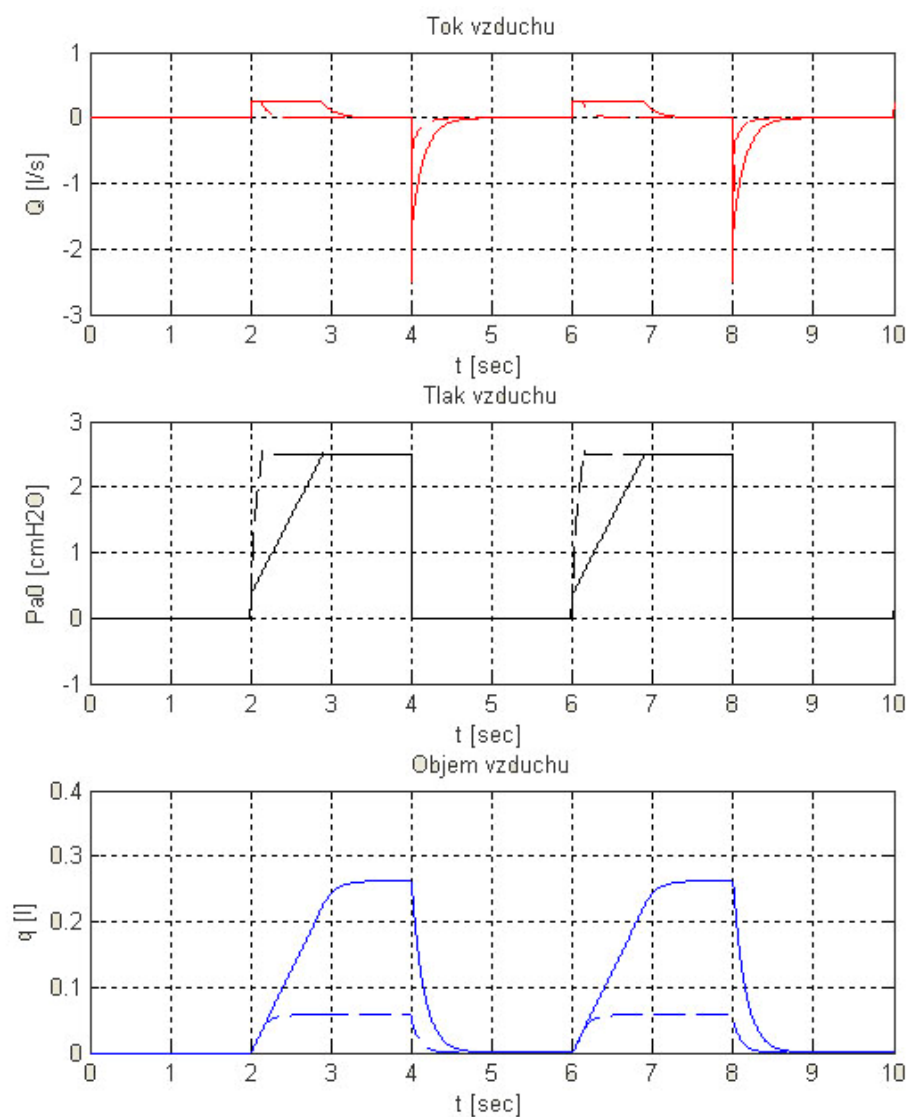


Obrázek 21: Ventilační křivky při postižení fibrózou

7.3 Vliv kouření

Několikaleté kouření je hodně podobné těžkému astma a současně poškození plic škodlivými látkami. Změní se tedy oba parametry odporu periferních cest a alveolární poddajnosti k chorobným hodnotám, $C_L = 0.02 \text{ L cm H}_2\text{O}^{-1}$ a $R_P = 5.0 \text{ cm H}_2\text{O s L}^{-1}$. Takovéto plíce má osoba, která kouří balíček cigaret denně asi po dobu 20 let.

Průběhy ventilačních křivek u kuřáka (**Obrázek 22**) jsou velice podobné průběhům při poškození plicní fibrózou. Zřetelná změna oproti tomuto stavu je však viditelná v oblasti výdechu, kde se v důsledku zvýšení odporu periferních dýchacích cest prodlužuje doba odvodu vzduchu z dýchacích cest.



Obrázek 22: Ventilační křivky u kuřáka

8 **Shrnutí**

Pokud dojde k narušení spontánního dýchání pacienta, je nutné nahradit proces výměny plynů umělou plicní ventilací. Při tomto kroku je potřeba brát v potaz parametry dýchacích cest pacienta. Musíme především přizpůsobit tlak, proud a objem vzduchu, aby nedošlo k ještě většímu poškození dýchací soustavy. Důležitým krokem je také vhodná volba režimu ventilátoru v závislosti na potřebách pacienta.

V současné době je nejvíce používaným režimem přerušovaný pozitivní přetlak. Tento fakt vyplývá z možných problémů při použití umělé plicní ventilace. Pacient má možnost spontánního výdechu během cyklu ventilátoru a nedochází tak k nadměrným objemům vzduchu v plicích. Při nádechu se vytvářejí špičkové tlaky, které zvyšují tlak v plicích. Proto ventilátor sleduje tlak v dýchací soustavě pacienta a upravuje jeho průběh, aby nedošlo k překročení maximální hranice. Ventilátor také monitoruje případný únik vzduchu, aby nedošlo k poklesu reziduálního tlaku pacienta.

V našem případě jsou modely postupně navrhovány tak, že roste jejich náročnost na realizaci a společně s tím i možnosti jejich využití. Při realizaci prvního modelu bylo nejprve potřeba postupnou úpravou rovnic, vyplývajících z náhradního schématu dýchací soustavy, vyjádřit přenosovou funkci a tu dále implementovat do rozhraní Simulink. V případě strukturovaného modelu je tou náročnější částí samotné uspořádání blokového schématu v rozhraní Simulink. Strukturovaný model je dále rozšířen o další režimy ventilace, postupně řešící základní problémy ventilace a tím se přibližuje výše zmíněnému ventilátoru s přerušovaným přetlakem. Simulace tohoto modelu se tak blíží reálné situaci pacienta. Výhodou je pak především grafické rozhraní, které umožňuje snadné změny parametrů samotného modelu a sledování jejich vlivů na dýchací soustavu. Tento rozšířený strukturovaný model je navržen tak, aby bylo možné jeho následné využití v laboratořích pro předmět Modelování biologických systémů.

Popsané metody vykazují předpokládané průběhy ventilačních křivek. Pro základní režim sinusového tlaku na vstupu dýchacích cest, vykazují všechny využití modely shodné výsledky simulace.

Seznam použitých zdrojů

- [1] Stanislav Trojan a kolektiv, *Lékařská fyziologie*, Grada Publishing, 1999, ISBN 80-7169-7883-5
- [2] Medicentrum, <http://zdravi.medicentrum.com/>
- [3] Hanuš Rozsypal, *Intenzivní péče v infekologii*, <http://www1.lf1.cuni.cz/~hrozs/>
- [4] Kamila Dorčáková, *Nekonvenční umělá plicní ventilace*, <http://zsf.osu.cz/>
- [5] Michael C.K. Khoo, *Physiological Control Systéme*, IEEE Press, New York, 2000
- [6] Spolek mediků, <http://spolek1.med.muni.cz/>
- [7] Markéta Sedmíková, *Transport živin a plynů v organismu*, <http://max.af.czu.cz/kvd/sedmikova/>
- [8] CTU in Prague, <http://www.fbmi.cvut.cz/laboratories/>
- [9] Pavel Dostál a kol., *Základy umělé plicní ventilace*, Maxdorf, 2005, ISBN 80-7345-059-3
- [10] Přednemocniční neodkladná péče, <http://zachrana.patekolo.org/>
- [11] Drägerwerk AG & Co. KGaA, <http://www.draeger.com/>
- [12] HONZÍKOVÁ N. Biologie člověka / Bioelektrické jevy. Skriptum. Brno: VUT v Brne, 1995.
- [13] ECK V., RAZÍM M. Biokybernetika. Skriptum. Praha: CVUT v Praze, 1998.
- [14] HOLCÍK J., FOJT O. Modelování biologických systémů. Skriptum. Brno: VUT v Brne, 2001.
- [15] Mathematical modelling and curve fitting, <http://www.afscet.asso.fr/resSystemica/Crete02/Botsis.pdf>
- [16] JIŘÍK R., Modely v biologii a epidemiologii. Skriptum. Brno: VUT v Brne, 2006.

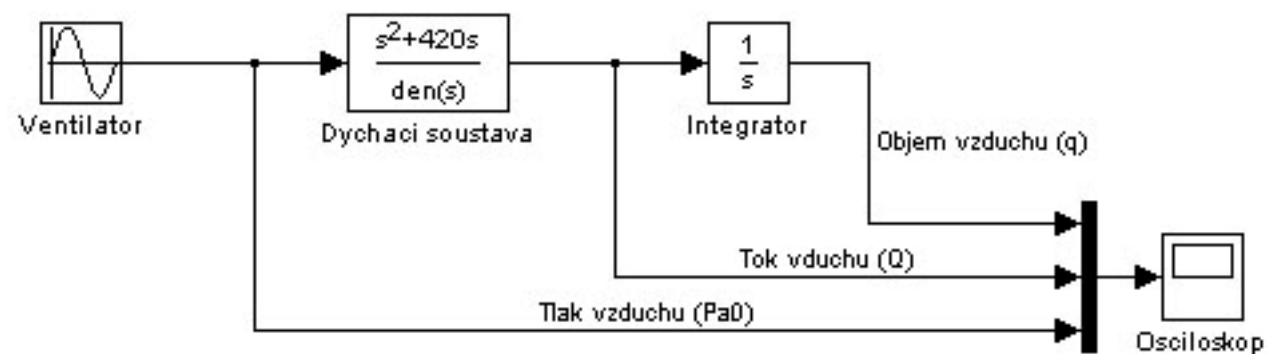
Seznam zkratek

UPV	– umělá plicní ventilace
HFV	– vysokofrekvenční ventilace
CV	– konvenční ventilace
q	– dechový objem
P	– pozitivní tlak vzduchu
Q	– tok (proud) vzduchu
C	– plicní poddajnosti
PIP	– tlak na konci endotracheální trubice
MAP	– střední tlak respirační spustavy
ZEEP	– nulový tlak na konci výdechu
PEEP	– pozitivní tlak na konci výdechu
ERV	– expirační rezervní objem
IRV	– inspirační rezervní objem
RV	– reziduální objem
ARDS	– respirační tíseň
IPPV	– přerušovaný pozitivní přetlak
HFO	– vysokofrekvenční oscilační ventilace
HFVF	– vysokofrekvenční trysková ventilace

Seznam příloh

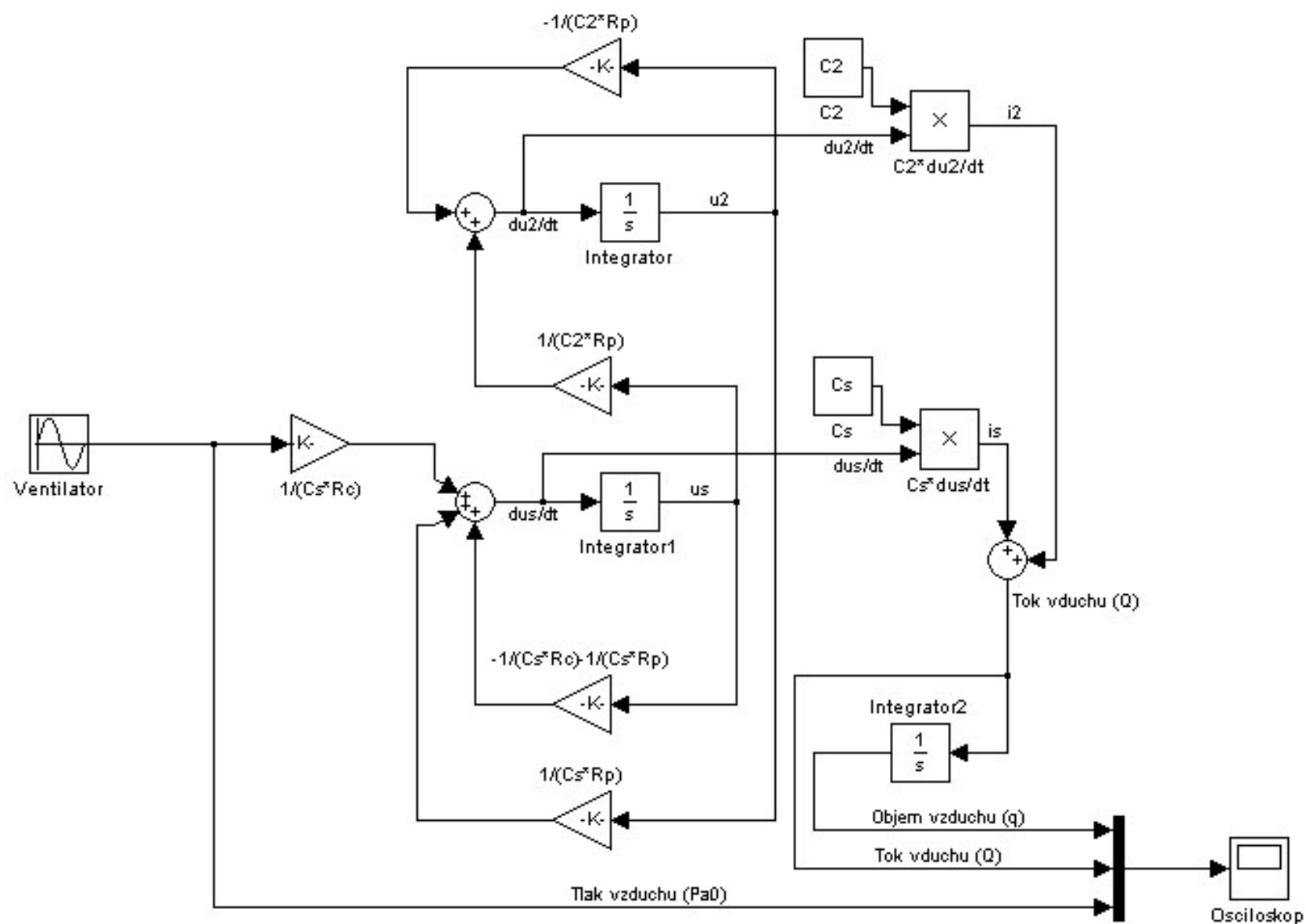
- I. Příloha - Blokové schéma modelu s přenosovou funkcí
- II. Příloha - Blokové schéma strukturovaného modelu
- III. Příloha - Blokové schéma rozšířeného strukturovaného modelu
- IV. Příloha - Zdrojový kód rozšířeného strukturovaného modelu
- V. Příloha - Přiložené CD

I. Příloha - Blokové schéma shrnutého modelu



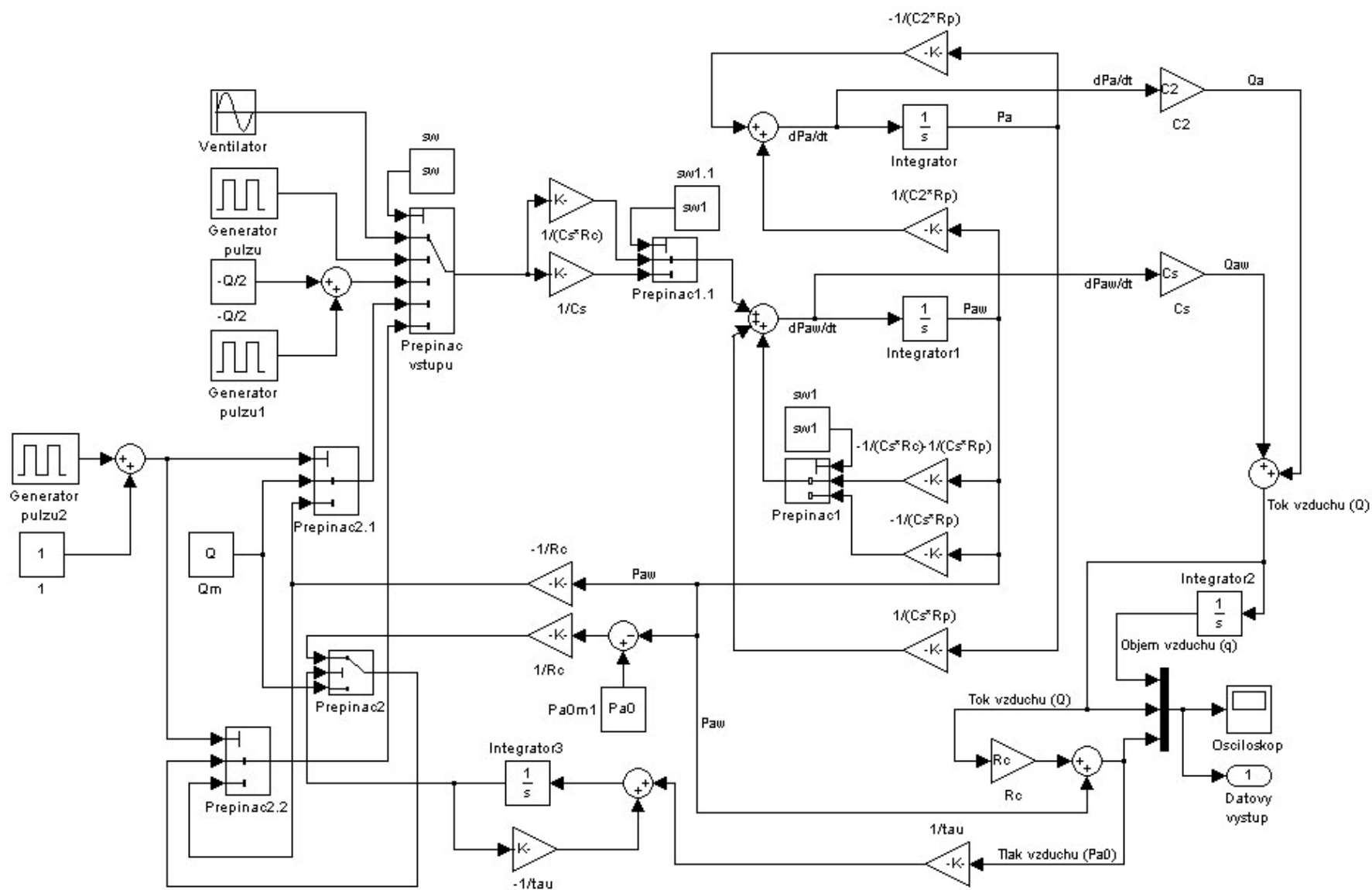
Blokové schéma modelu s přenosovou funkcí

II. Příloha - Blokové schéma rozděleného modelu



Blokové schéma strukturovaného modelu

III. Příloha - Blokové schéma kombinovaného modelu



Blokové schéma rozšířeného strukturovaného modelu

IV. Příloha – Zdrojový kód rozšířeného strukturovaného modelu

```
% propojeni workspace se simulinkem
myopts=simset('solver','ode23','SrcWorkspace','current','DstWorkspace','current');

% nacteni promenych z editu
Rc=str2double(get(handles.edit1,'String'));
Rp=str2double(get(handles.edit2,'String'));
Cs=str2double(get(handles.edit3,'String'));
Cl=str2double(get(handles.edit4,'String'));
Cw=str2double(get(handles.edit5,'String'));
freq=str2double(get(handles.edit6,'String'));

C2=1/(1/Cl+1/Cw);
Pa0=2.5;
Vt=0.5;
f=(freq/60)*2*pi;
Td=60/freq;
Q=Vt/(Td/2);

Pvm=2.5;
tau=0.005;
set(handles.text23,'String',Td);

if (get(handles.radiobutton4,'Value')==1)
    sw=1;
    sw1=1;
end
if (get(handles.radiobutton5,'Value')==1)
    sw=2;
    sw1=1;
end
if (get(handles.radiobutton6,'Value')==1)
    sw=3;
    sw1=2;
end
if (get(handles.radiobutton7,'Value')==1)
    sw=4;
    sw1=2;
end
if (get(handles.radiobutton8,'Value')==1)
    sw=5;
    sw1=2;
end

% Prvni graf
axes(handles.input_axes)
[t,x,y]=sim('BBCE.mdl',10,myopts);

if (sw1==2)

    if (get(handles.checkbox1,'Value')==1)
        hold on;
        plot(t,y(:,2),'r--');
    end
```

% dechova frekvence

% seriove razeni C1 a Cw
% amplituda vstupního tlaku
% objem vzduchu
% převod dechové frekvence
% trvání dechového cyklu
% tok vzduchu při vdechu (1/2 cyklu)
% omezení maximalního tlaku
% časová konstanta
% vypise dobu cyklu

% prepínac na vstupu
% sinusový tlak
% vstup je tlak

% prepínac na vstupu
% obdelnikový tlak
% vstup je tlak

% prepínac na vstupu
% obdelnikový tok
% vstup je tok

% prepínac na vstupu
% obdelnikový tok s pasivním
% vydechem
% vstup je tok

% prepínac na vstupu
% obdelnikový tok s pasivním
% vydechem a omezením
% vstup je tok

% nacteni ze sim

% pokud je vstupni velicina TOK
% vzduchu

% prepisovani grafu

% vykreslit carkovane

```

else
hold off;
plot(t,y(:,2), 'r');
end

ylabel('Q [l/s]');
title('Tok vzduchu');
else

    if (get(handles.checkbox1, 'Value')==1)
        hold on;
        plot(t,y(:,3), 'r--');
    else
        hold off;
        plot(t,y(:,3), 'r');
    end

ylabel('Pa0 [cmH2O]');
title('Tlak vzduchu');
end
xlabel('t [sec]');
grid on;

% Druhy graf

axes(handles.output1_axes)
[t,x,y]=sim('BBCE.mdl',10,myopts);
if (sw1==2)

    if (get(handles.checkbox1, 'Value')==1)
        hold on;
        plot(t,y(:,3), 'k--');
    else
        hold off;
        plot(t,y(:,3), 'k');
    end

ylabel('Pa0 [cmH2O]');
title('Tlak vzduchu');
else

    if (get(handles.checkbox1, 'Value')==1)
        hold on;
        plot(t,y(:,2), 'k--');
    else
        hold off;
        plot(t,y(:,2), 'k');
    end

ylabel('Q [l/s]');
title('Tok vzduchu');
end
xlabel('t [sec]');
grid on;

% Treti graf

axes(handles.output2_axes)

```

% vykreslit

% popis y osy
 % nazev grafu
 % pokud je vstupni velicina TLAK
 % vzduchu

% prepisovani grafu

% vykreslit carkovane

% vykreslit

% popis y osy
 % nazev grafu

% popis x osy
 % zobrazi mrizku

% nacteni ze sim
 % pokud je vstupni velicina TOK
 % vzduchu

% prepisovani grafu

% vykreslit carkovane

% vykreslit

% popis y osy
 % nazev grafu
 % pokud je vstupni velicina TLAK
 % vzduchu

% prepisovani grafu

% vykreslit carkovane

% vykreslit

% popis y osy
 % nazev grafu

% popis x osy
 % zobrazi mrizku

<code>[t,x,y]=sim('BBCE.mdl',10,myopts);</code>	<code>% nacteni ze sim</code>
<code>if (get(handles.checkbox1,'Value')==1)</code>	<code>% prepisovani grafu</code>
<code>hold on;</code>	
<code>plot(t,y(:,1),'b--');</code>	<code>% vykreslit carkovane</code>
<code>else</code>	
<code>hold off;</code>	
<code>plot(t,y(:,1),'b');</code>	<code>% vykreslit</code>
<code>end</code>	
 <code>title('Objem vzduchu');</code>	<code>% nazev grafu</code>
<code>xlabel('t [sec]');</code>	<code>% popis x osy</code>
<code>ylabel('q [l]');</code>	<code>% popis y osy</code>
<code>grid on;</code>	<code>% zobrazi mrazku</code>