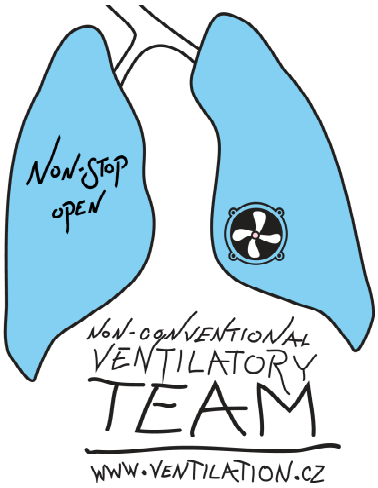
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
katedra biomedicínské techniky

Respirační dny 2013

– odborná konference zaměřená na novinky
a prezentaci výsledků výzkumných projektů v oblasti
konvenční i nekonvenční umělé plicní ventilace

4. až 6. září 2013
Přední Labská u Špindlerova Mlýna

Sborník abstraktů



České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
katedra biomedicínské techniky

Respirační dny 2013

– odborná konference zaměřená na novinky
a prezentaci výsledků výzkumných projektů v oblasti
konvenční i nekonvenční umělé plicní ventilace

4. až 6. září 2013
Bumbálka, Přední Labská u Špindlerova Mlýna

Program konference:

	Středa 4. 9. 2013:
18.00 – 18.15	Zahájení konference
18.15 – 19.45	Plenární přednáška: Novinky v technickém zajištění umělé plicní ventilace (doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D., ČVUT FBMI Kladno)
	Čtvrtek 5. 9. 2013:
9.30 – 12.00	Ventilační wokshopy I a II
13.00 – 14.30	Plenární vyzvaná přednáška: Umělá plicní ventilace (MUDr. Martin Müller, KAR UVN Praha)
14.45 – 18.00	Prezentace odborných sdělení (I. blok)
19.30	Společenský večer
	Pátek 7. 9. 2013:
9.30 – 11.45	Prezentace odborných sdělení (II. blok)
11.45 – 12.00	Sumarizace výsledků odborných diskusí a zakončení konference

Výbor konference:

Ing. Martin Rožánek, Ph.D., předseda organizačního výboru,
telefon: 604 577 226, e-mail: rozanek@fbmi.cvut.cz
Ing. Petr Kudrna, Ing. Jakub Ráfl, členové organizačního výboru konference
doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D., předseda konference
tel. 603 479 901, e-mail: roubik@fbmi.cvut.cz

Za věcnou i obsahovou správnost zveřejněných příspěvků výhradně odpovídají autoři.
Editor sborníku: Ing. Petr Kudrna
Vydáno v prosinci 2013.
Tento sborník je k dispozici v elektronické podobě na adrese www.ventilation.cz.

Poděkování

Konference Respirační dny 2013 byla podpořena z prostředků ČVUT v Praze, projektu číslo SVK 43/13/F7 Studentské grantové soutěže ČVUT v Praze.

Prezentované práce některých studentů byly podpořeny z prostředků ČVUT v Praze, projektu „Optimalizace nekonvenčních technik umělé plicní ventilace II“ projektu číslo SGS11/171/OHK4/3T/17 Studentské grantové soutěže ČVUT v Praze.

Prezentované práce některých studentů byly podpořeny z Operačního projektu Vzdělávání pro konkurenceschopnost (OPVK), projektu CZ.1.07/2.3.00/35.0021: Popularizace vědy a výzkumu ČVUT.

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

Předmluva

Vážení čtenáři,

dostává se Vám do rukou sborník z odborné konference Respirační dny 2013. Jak již název napovídá, zaměření konference je věnováno problematice dýchání a respirační péče. Předmětem zájmu je výzkum pokrývající respirační péči od řešení teoretických otázek, laboratorních a animálních experimentů, až po problematiku umělé plicní ventilace v klinické praxi.

Respirační dny 2013 jsou pilotním projektem Nekonvenčního ventilačního týmu a Katedry biomedicínské techniky FBMI ČVUT v Praze. Studenti magisterských a doktorských studijních programů se tak setkávají s odborníky z klinických pracovišť a mohou tak, na neutrální půdě chaty Bumbálka na Přední Labské u Špindlerova Mlýna, před klinickými specialisty prezentovat výsledky svých studentských prací. Vzniklé diskuse tak mohou být velmi inspirující a motivující pro další pokračování v pracích na projektech a zejména uplatňování výsledků v praxi.

Tato neinvazivní forma stimulace mladých nadšenců pro vědeckou činnost se zdá být pořadatelům velmi efektivní, což lze doložit prezentovanými pracemi.

Přáním a ambiciózním cílem pořadatelů je zajistit Respirační dny jako tradiční akci i v budoucnu.

Obsah

Umělá plicní ventilace (vyzvaná přednáška) 6
Martin Müller

Realizace selektoru připojení ventilátorů k endotracheální trubici 16
Kateřina Indrová

Návrh automatizovaného měřiče poddajnosti modelů respirační soustavy 17
Václav Ort

Senzor průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci v neonatologii 18
Radka Procházková

Vliv senzoru průtoku na tlakové parametry vysokofrekvenční ventilace 19
Barbora Hřibalová

Helium významně ovlivní měření etCO_2 20
Tomáš Pešek

Matematický model pacientského okruhu ventilátorů Sensormedics 3100A/B 22
Jan Matějka

Podmínky nesprávného chování modelu respirační soustavy ASL 5000 při vysokofrekvenční ventilaci a při objemově řízené ventilaci s degresivním průtokem 23
Monika Stránská

Porovnání účinnosti zvlhčovacích komor ventilační směsi při HFOV 27
Pavla Veselíková

Návrh protokolu pro měření vlivu polohy těla na změnu impedance hrudníku 28
Zuzana Marešová

Elektrickou impedanční tomografii lze využít ke stanovení míry závažnosti bronchopulmonální dysplázie 29
Kristýna Buzková

Aplikace extracelulárních tekutin má významný vliv na data získaná systémem elektrické impedanční tomografie 30
Vladimír Sobota

Změnu dechového úsilí lze detekovat ze signálu průtoku 31
Jakub Bartoníček

Podpora spontánního dýchání při vysokofrekvenční ventilaci 32
Jakub Ráfl

Multikompartmentový model plic podle anatomické morfologie 34
Michal Čech

Monitorace vysokofrekvenční tryskové ventilace u extrémně a těžce nezralých novorozenců **35**
Petr Kudrna

Vliv plicních chorob na mechanické parametry respiračního systému **36**
Zuzana Horáková

Algoritmy pro zpracování signálů v respirační péči **38**
Vít Listík

Tlaková náročnost vysokofrekvenční oscilační ventilace při různých ventilačních frekvencích **40**
Barbora Padertová

Vyzvaná přednáška

Umělá plicní ventilace

MUDr. Martin Müller

Ústřední vojenská nemocnice, Vojenská fakultní nemocnice Praha
Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny 1. LF UK a ÚVN

Umělá plicní ventilace

MUDr. Martin Müller

Ústřední vojenská nemocnice
Vojenská fakultní nemocnice Praha
Klinika anesteziologie, resuscitace
a intenzivní medicíny 1. LF UK a UVN

Definice UPV

Soubor postupů umožňujících podpořit nebo do určité míry nahradit činnost některých složek respiračního systému (plic, hrudní stěny, dýchacích svalů, dechového centra) funkčně spojených s výměnou plynů v plicích.

Indikace UPV

- nedostatečná alveolární ventilace
- nedostatečná oxygenace
- excesivní zvýšení dechové práce
- nutnost podpory kardiovaskulárního systému - městnavé srdeční selhání
- umožnění anestezie
- snížení ICP
- stabilizace hrudní stěny

Obvyklé indikační parametry k zahájení UPV

- Ventilace a plicní mechanika
  - apnoe, tachypnoe (DF > 35/min), bradypnoe (DF < 10/min)
  - snížená vitální kapacita (VC < 15 ml/kg)
  - malý dechový objem (V_t < 300 ml)
  - vysoký poměr mrtvého a dechového prostoru (V_t/V_d > 0,6)
  - max. inspirační podtlak < 25 cmH_2O
  - $PaCO_2$ > 55 mmHg (7,3 kPa), kromě chron. hyperkapnie

Obvyklé indikační parametry k zahájení UPV

- Oxygenace
  - PaO_2 < 70 mmHg při FiO_2 0,4 (oxygenoterapie obličejovou maskou)
  - $AaDO_2$ > 350 torr při FiO_2 1,0 Q_s/Q_t > 20% (plicní zkrat)
  - oxygenační index - PaO_2/FiO_2 < 200 mmHg

Fyziologické cíle UPV

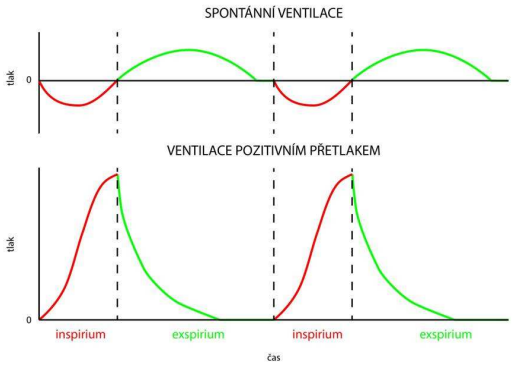
- podpora výměny plynů
  - ventilace CO2, oxygenace O2
- zvýšení plicního objemu
  - endexpirační objem, FRC
- snížení dechové práce

Klinické cíle UPV

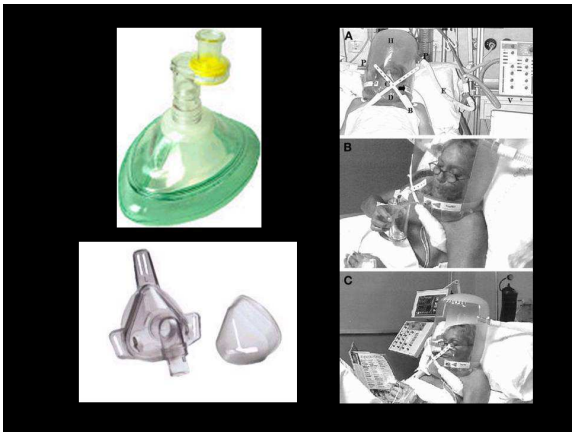
- zvrat hypoxémie
  - PaO_2 > 60 mmHg (8 kPa), SaO_2 > 90%
- zvrat akutní respirační acidosy
- zvrat dechové tísně
- prevence a zvrat atelektáz
- zvrat únavy dýchacího svalstva
- umožnění sedace a relaxace
  - vedení anestezie, vybrané léčebné postupy
- snížení systémové nebo myokardiální spotřeby kyslíku
- snížení nitrolebního tlaku
- stabilizace hrudní stěny

Základní principy výměny plynů u UPV

- ventilace pozitivním přetlakem
- ventilace negativním tlakem
- oscilační ventilace
- trysková ventilace



UPV - zajištění dýchacích cest



Neinvazivní plicní ventilace

- spolupracující pacient
- zachované obranné refelxy
- dobrá toaleta DC
- schopnost dýchání bez přístroje - min.
- funkční GIT
- oběhová stabilita
- tolerance masky

NIPV

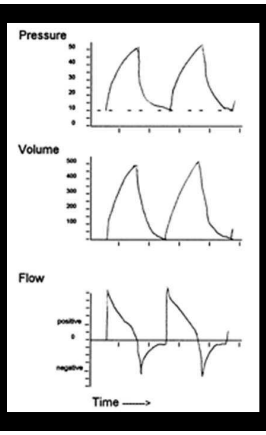
- lepší tolerance zajištění dých. cest než OTI
- méně komplikací
- dřívější dimise
- *levnější*
- náročné pro personál
- časté selhání

Fáze dechového cyklu

- Inspirační fáze - aktivní
  - ✓ iniciace inspiria - trigger
    - ✓ čas, průtok, tlak
  - ✓ limitace
    - ✓ tlak, objem
  - ✓ inspirační pauza - cyklování
- Expirační fáze - pasivní
  - ✓ modulace expiria
    - ✓ PEEP
  - ✓ expirační pauza

PEEP (Positive End-Expiratory Pressure)

- snížení plicního zkratu
- zvýšení poddajnosti plicní
- zvýšení FRC
- úprava PaO_2
- adverzní účinky
- okultní



Klasifikace ventilačních režimů

- I. podle stupně ventilační podpory
  - ✓ plná x částečná
- II. podle synchronizace s pacientem
  - ✓ synchronní x asynchronní
- III. podle hlavních řídících parametrů
  - ✓ tlakově řízené
  - ✓ průtokově/objemově řízené
  - ✓ hybridní režimy
  - ✓ časově řízené

Klasifikace ventilačních režimů

- I. podle stupně ventilační podpory
  - plná x částečná
- II. podle synchronizace s pacientem
  - synchronní x asynchronní
- III. podle hlavních řídících parametrů
  - tlakově řízené
  - průtokově/objemově řízené
  - hybridní režimy
  - časově řízené

Typy dechů

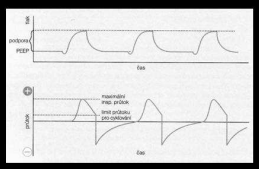
- Řízené dechy
  - iniciace časem, inspirační fáze plně řízena ventilátorem
- Podporované dechy
  - iniciace pacientem, inspirační fáze plně řízena ventilátorem
- Spontánní tlakově podporované dechy
  - iniciace pacientem, ventilátor podporuje vytvoření inspiračního průtoku
- Spontánní nepodporované dechy

Ventilační režimy

- Objemově řízená ventilace
  - VCV, VC A/CMV
  - iniciace časem, limitace objemem, cyklování časem nebo objemem
- Tlakově řízená ventilace
  - PCV, PC A/CMV
  - iniciace časem, nebo triggerem
  - limitace tlakem, cyklování časem

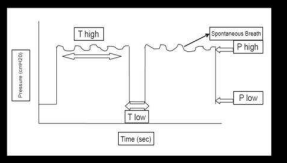
Ventilační režimy

- Tlakově podporovaná ventilace
  - PSV, PPS, ASB, IA
  - iniciace pacientem
  - limitace průtokem, cyklování průtokem



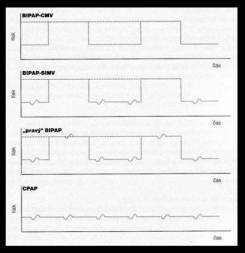
Ventilační režimy

- Airway pressure release ventilation (APRV)
  - 2 úrovně CPAP, vyšší úroveň CPAP delší než nižší
  - na vyšší úrovni CPAP spont. ventilace pacienta
  - iniciace časem, limitace tlakem, cyklování časem



Ventilační režimy

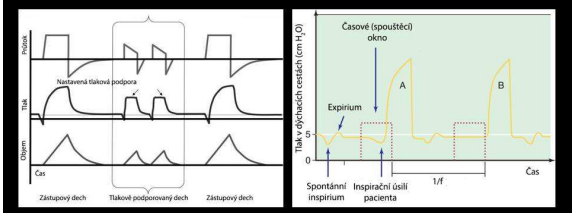
- Biphasic positive airway pressure ventilation (BIPAP)
  - 2 úrovně CPAP
  - na obou úrovních CPAP může pac. spontánně ventilovat



Ventilační režimy

- Synchronizovaná intermitentní zástupová ventilace (SIMV)
  - 3 typy dechů
    - mandatorní
    - asistované
    - spontánní/tlakově podporované
  - podle řízení mandatorních/asistovaných dechů PC SIMV nebo VC SIMV
  - kombinace s tlakovou podporou spont. dechů

SIMV

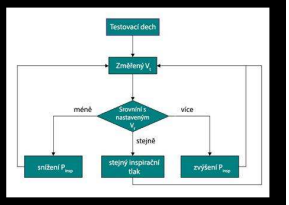


Ventilační režimy

- Hybridní ventilační režimy
  - ventilátorem kontrolováno více řídících proměnných (např. tlak s průtokem, tlak s objemem)
  - Pressure regulated volume support (PRVC), Volume support (VS), Volume assured pressure support (VAPS)

PRVC

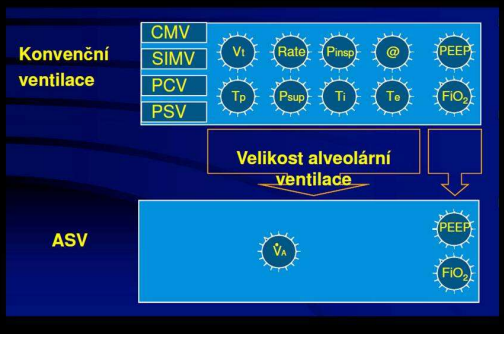
- ventilátor měří dynamickou compliance systému při každém dechu a podle C_{dyn} upravuje hodnotu insp. tlaku, aby bylo dosaženo nastaveného objemu



Nové ventilační režimy

- Adaptive support ventilation (ASV)
  - tlakově řízený režim
  - mandatorní nebo podporované dechy podle dechové aktivity pac.
  - jednotlivé dechy automaticky nastaveny podle zpětné vazby na podkladě měřených parametrů respiračního systému
  - nastavuje se stupeň požadované ventilační podpory/požadovaná minutová ventilace

ASV



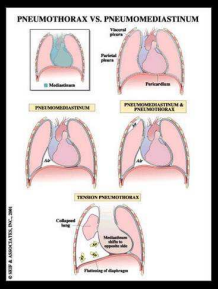
Komplikace UPV

- Komplikace spojené s nutným zajištěním DC
  - ✓ kompliace intubace, tracheostomie...
- Kompliakce z nedostatečného nebo nadměrného zvlhčení a ohřátí ventilační směsi
- Komplikace vzniklé aplikací vysoké FiO_2

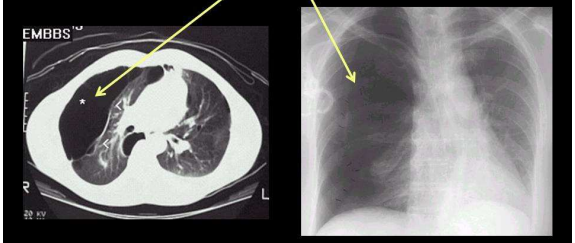
Komplikace UPV

- Plicní nežádoucí účinky ventilace pozitivním přetlakem
  - ✓ VALI
    - ✓ strukturální disrupce - střižné síly, nadměrné rozepnutí
    - ✓ dysfunkce surfaktantu
    - ✓ biotrauma (poškození plic zánětlivou reakcí)
  - ✓ barotrauma
  - ✓ volumotrauma
- Infekční komplikace
  - ✓ VAP

Barotrauma

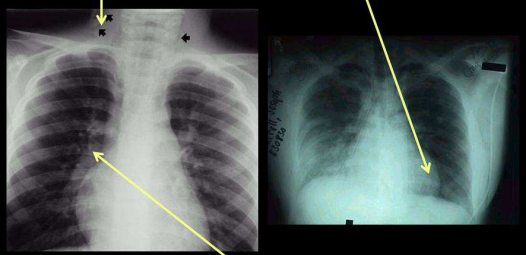


Pneumothorax



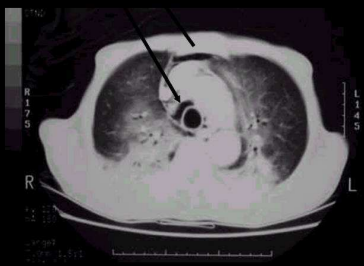
Podkožní emfyzém

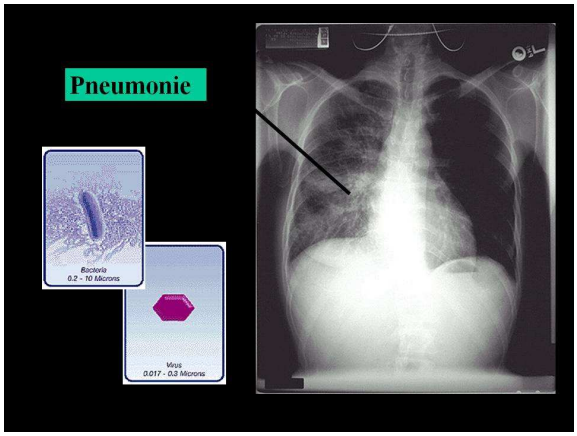
Pneumoperikard

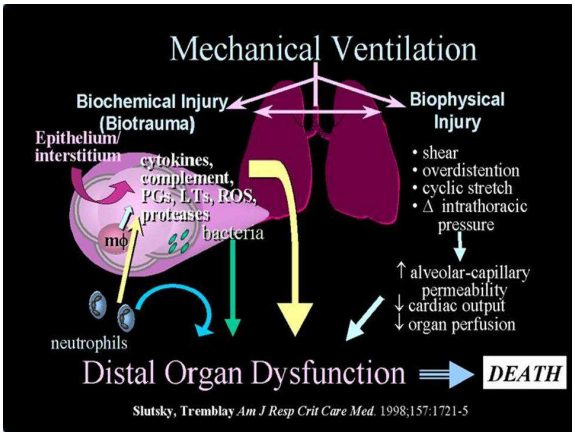


Pneumomediastinum

Pneumomediastinum







Protektivní ventilace

- permisivní hyperkapnie
- Pa_w
- V_t
- PEEP
- FiO_2 < 60%
- nekonvenční vetnilační režimy

Komplikace UPV

- Mimoplicní nežádoucí účinky ventilace pozitivním přetlakem
  - kardiovaskulární
  - renální
  - játra a GIT

Kardiovaskulární důsledky ventilace pozitivním přetlakem

- Vliv plicní inflace
  - Změny vegetativního tonu
    - malý V_t - ↓ aktivity n. vagus a ↑ TF
    - hyperinflace plic - inhibice vazomotorických center v prodloužené míše (n. vagus) → negativně inotropní, negativně chronotropní a vazodilatační efekt
  - Změny plicní vaskulární rezistence
    - oblasti s nízkou FRC - ↑ PVR (hypoxická plicní vazokoknstrikce)
    - vysoké plicní objemy - ↑ PVR
- Mechanické interakce mezi plícemi a srdcem

Kardiovaskulární důsledky ventilace pozitivním přetlakem

- Hemodynamické důsledky změn nitrohrudního tlaku
  - Přenos tlaku z dýchacích cest na nitrohrudní tlak
    - při nízké poddajnosti plic přenos P_{aw} na ITP omezen a naopak
    - při nízké poddajnosti hrudní stěny je přenos P_{aw} na ITP zvýšen a naopak
  - Snížení žilního návratu
  - Ovlivnění funkce pravé komory
    - ↓ předtížení při ↓ compliance komory - ↓ tepového objemu
    - ↑ ITP vede ke ↓ afterloadu PK, rozhodující je ale ovlivnění afterloadu změnou PVR

Kardiovaskulární důsledky ventilace pozitivním přetlakem

- Ovlivnění funkce levé komory
  - preload LK při ↑ ITP snížen (snížení systémového žilního návratu, snížení compliance komory)
  - snížení preloadu částečně kompenzováno redistribucí krve z plicního oběhu v inspiriu → kolísání tepového objemu LK v průběhu dechového cyklu (největší je tepový objem na začátku inspiria s následným poklesem)
  - na snížení compliance LK se může podílet i komorová interdependence
  - ↓ afterloadu jako u PK
- při normální fci LK ↓ tepového objemu v důsledku ↓ preloadu
- při selhávající LK může snížení preloadu a afterloadu způsobit vzestup tepového objemu

Ovlivnění renálních při ventilaci pozitivním přetlakem

- ↓ výdeje moče
- ↓ průtoku krve ledvinami
- ↓ exkrece sodíku
- ↓ glomerulární filtrace

Ovlivnění renálních při ventilaci pozitivním přetlakem

- Mechanismy:
  - snížení srdečního výdeje
  - redistribuce průtoku krve ledvinami
    - ↑ perfuze juxtamedulárních oblastí a ↓ průtoku krve zevní kůrou
  - zvýšení tlaku ve venózní části krevního oběhu
  - změny v tonu autonomního nervového systému
    - ↓ MAP vede ke ↑ aktivity sympatiku

Ovlivnění renálních při ventilaci pozitivním přetlakem

- hormonální změny
  - ↑ sekrece adiuretinu při poklesu systémového TK nebo při ↓ objemu PS
  - aktivace osy renin-angiotenzin-aldosteron při ↓ průtoku krve ledvinami
  - ↓ sekrece ANP (snížení tenze srdečních síní), který má diuretický, natriuretický a vazodilatační efekt

Ovlivnění funkce GIT ventilací pozitivním přetlakem

- snížení srdečního výdeje s následným poklesem perfuze jater a splanchnické oblasti
- zvýšení hepatální vaskulární rezistence
- zvýšení venózního tlaku
- zvýšení nitrobřišního tlaku
- zvýšení tlaku v biliárním traktu
  - venózní městnání v oblasti ductus choledochus při PPV vede k zúžení duktu a vzestupu tlaku v biliárním systému

Diskuse…

Abstrakty odborných sdělení

Respirační dny 2013

Realizace selektoru připojení ventilátorů k endotracheální trubici

Kateřina Indrová

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

katerina.indrova@fbmi.cvut.cz

Úvod: Převádění pacienta z konvenční ventilace na vysokofrekvenční oscilační ventilaci a naopak je v současné době nepohodlné a může být neefektivní. V dosavadní klinické praxi je převádění řešeno uzavřením endotracheální trubice a následným rozpojením ventilačního okruhu (tj. část ventilačního okruhu od Y-spojky k endotracheální trubici), což s sebou nese jistá rizika. Cílem této práce bylo navrhnout a realizovat součástku, selektor ventilátorů, která zjednoduší a zrychlí proces přepojování ventilace jak z hlediska komfortu pacienta, tak z pohledu provádějícího pracovníka.

Metody: Selektor ventilátorů je přídavná část k ventilačnímu okruhu, která má vlastnost čtyřcestného ventilu a byla vymodelována v prostředí Solidworks. Prototyp byl vytištěn z polymeru na 3D tiskárně na FBMI ČVUT. Funkčnost selektoru byla ověřena ve dvou experimentech, kde sledovanými vlastnostmi byla těsnost, snadná manipulace a negativní reakce alarmů ventilátorů. Experimenty byly provedeny v laboratorních podmínkách, za použití rigidní nádoby jako modelu plic, dále na animálním modelu plic prasete domácího. Přepojování mezi ventilacemi probíhalo jak v inspiriu tak v exspiriu dýchacího cyklu na konvenčním ventilátoru. Měřeným parametrem byl tlak v rigidní nádobě, resp. v trachee animálního modelu plic.

Výsledky: Ve ventilačním okruhu se zapojeným selektorem nebyly zaznamenány významné tlakové ztráty, přesto monitorovaný střední tlak nekopíroval nastavení ventilátorů. Průběh středního tlaku u laboratorního experimentu měl očekávanou tendenci, která se s časem neměnila. Při přepojení selektoru nedošlo nikdy ke spuštění ventilátorových alarmů z důvodu poklesu tlaku v okruhu.

Diskuze: Při přepojování selektoru mezi ventilátory v inspiriu byly zaznamenány menší tlakové ztráty než v případě exspiria. Prototyp byl totiž vyroben z porézního plastu a těsnost systému nebyla v dlouhodobém měřítku uspokojivá. V exspiriu je tedy vhodné použít režim pauzy na ventilátorech tak, aby se předešlo tlakové ztrátě. Další příčinou tlakových ztrát mohla být nevhodná volba parametrů jednotlivých modelů plic.

Závěr: Prototyp selektoru připojení ventilátorů k endotracheální trubici byl navržen a realizován tak, aby bylo možné jej plnohodnotně zapojit do ventilačního okruhu. Jeho vlastnosti byly ověřeny na dvou experimentálních modelech plic. Výsledky prokázaly vhodnost zapojení součástky do ventilačního okruhu, protože přepojení mezi konvenční ventilací a vysokofrekvenční oscilační ventilací proběhlo rychle a bez tlakových ztrát.

Návrh automatizovaného měřiče poddajnosti modelů respirační soustavy

Václav Ort

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

ortvacla@fbmi.cvut.cz

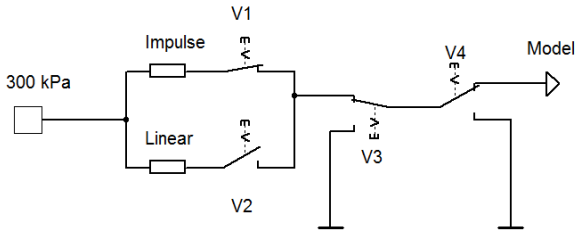
Úvod: Poddajnost popisuje akumulační vlastnosti modelů respirační soustavy. V současné laboratorní praxi se pro měření poddajnosti modelů používají kalibrační objemové stříkačky a měření probíhá manuálně. Cílem práce je navrhnout automatizovaný systém pro měření poddajnosti modelů respirační soustavy a ovládací software.

Metody: Poddajnost je počítána jako podíl objemu vzduchu dodaného do modelu a vyvolané změny tlaku v modelu. Dodaný objem je určen dobou konstantního průtoku vzduchu. Konstantní průtok je zajištěn sériovým zapojením redukčního a škrticího ventilu. Doba průtoku je řízena otevřením on/off ventilu.

Výsledky: Schéma realizovaného zapojení je na obrázku 1. Rozvodný vzduchový systém je připojen na zdroj vysokého tlaku přes redukční ventil nastavený na 300 kPa. Dvě paralelní větve složené vždy ze škrticího a dvoucestného on/off ventilu slouží k měření lineární charakteristiky (pomalá změna tlaku, průtok 1 L/s) a impulzní charakteristiky (rychlá změna tlaku, průtok 10 L/s). Měření tlaku v modelu zajišťuje tlakový senzor MPX5010 (0–10 kPa) a signál zpracovává karta NiDAQ 6009 (14 Bit, 48 kS/s). Trojcestné ventily zajišťují odstranění přetlaku v měřeném modelu a odvedení tlakových rázů vzniklých při otevření on/off ventilů na začátku měření mimo měřený model.

Diskuze: Do budoucna je třeba zkalibrovat a otestovat modul pro tlakový senzor a ověřit konstantní průtok v jednotlivých větvích během plnění modelu.

Závěr: Byl navržen automatizovaný systém pro měření poddajnosti modelů respirační soustavy a ovládací software. Systém umožňuje měření lineární i impulzní měření průběhu tlaku vzduchu v modelu v čase.



Obrázek 1: Schéma rozvodného vzduchového systému popsané pomocí elektroakustické analogie (V1, V2 – dvoucestné ventily; V3, V4 – trojcestné ventily; Impulse, linear – Škrtící ventily)

Senzor průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci v neonatologii

Radka Procházková

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

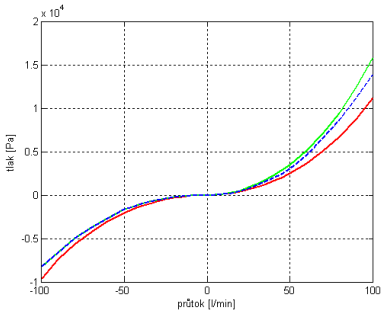
Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

radka.prochazkova@fbami.cvut.cz

Úvod: U vysokofrekvenční tryskové ventilace (HFJV) používané v péči o neonatologické pacienty se nepoužívají senzory pro monitoraci dechového objemu. Iniciální nastavení a samotné vedení HFJV je v klinické praxi komplikované, zejména v oblasti udržování požadované kapnie. Cílem práce bylo vytvořit senzor – tlaková diferenční clona, pro měření průtoku při HFJV. Simulovat její chování a následně ověřit prototyp laboratorním experimentem.

Metody: Clona byla simulovaná v programu Comsol Multiphysics, který pomohl optimalizovat umístění měřicích portů v návrhu v programu Solidworks, který poskytl rozhraní pro výrobu technologií Rapid prototyping – tzv. 3D tisk. Na prototypu clony byla měřena závislost průtoku na diferenčním tlaku, snímaného z měřicích portů, v zapojení pro HFJV a experimentálně v zapojení bez adaptéru pro HFJV. Průtok byl nastavován od 5 do 50 l/min po 5 l/min a od 50 do 100 l/min po 10 l/min.

Výsledky: Simulovaná a naměřená data byla zaznamenána do tabulek, ze kterých byl vytvořen graf závislosti průtoku na diferenčním tlaku (Obrázek 1).



Obrázek 1: Graf závislosti průtoku na tlaku; červená: simulovaná data, modrá přerušovaná: zapojení s adaptérem HFJV a zelená: zapojení bez adaptéru HFJV

Diskuze: Křivky mají shodný průběh, který se liší jen procentuálními odchylkami, které by mohla způsobit poréznost materiálu prototypu.

Závěr: Simulací byl optimalizován návrh diferenční měřicí clony pro HFJV. Prototyp clony byl proměřen v laboratořích. Měřená a simulovaná data byla srovnána a byla zjištěna vhodnost simulace v programu Comsol Multiphysics pro optimalizaci návrhu prototypu.

Vliv senzoru průtoku na tlakové parametry vysokofrekvenční ventilace

Barbora Hřibalová

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

hribabar@fbmi.cvut.cz

Úvod: Monitorování ventilačních parametrů je nezbytnou součástí při vedení umělé plicní ventilace. U vysokofrekvenční ventilace nejsou běžně monitorovány dechové objemy. Tyto objemy lze měřit senzorem průtoku realizovaným jako tlaková diferenční clona. Cílem této práce je navrhnout doporučení pro optimalizaci nastavení vysokofrekvenční ventilace u neonatologických pacientů při zapojení senzoru průtoku do ventilačního okruhu.

Metody: Byly vytvořeny dvě experimentální měřicí linky zakončené rigidním modelem plic pro simulaci vysokofrekvenční tryskové (HFJV) a vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV). Byl sledován tlak v modelu plic, a to ve dvou případech. V prvním případě byl do ventilačního okruhu zapojen senzor průtoku, ve druhém nikoli. Střední hodnota tlaku v obou případech byla porovnána a byl zjištěn tlakový úbytek.

Výsledky: Tlakový úbytek se při HFJV pohyboval od 7 % do 17 % a při HFOV od 17 % do 28 % dle použité ventilační frekvence.

Diskuze: Při zapojení senzoru průtoku do ventilačního okruhu dochází k nevratnému tlakovému úbytku, který roste s použitou ventilační frekvencí. Závislost není lineární. Tlakový úbytek je třeba v klinické praxi kompenzovat navýšením tlaku při iniciálním nastavení ventilátoru, a to dle převodní tabulky. Tvar tlakového signálu není použitím senzoru tlaku významně pozměněn.

Závěr: Ze zjištěných tlakových úbytků vznikajících při použití senzoru průtoku bylo vytvořeno doporučení pro optimalizaci nastavení HFJV a HFOV v podobě převodní tabulky, podle níž se dle použité ventilační frekvence navýší iniciální nastavení tlaku.

Helium významně ovlivní měření $etCO_2$

Tomáš Pešek

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

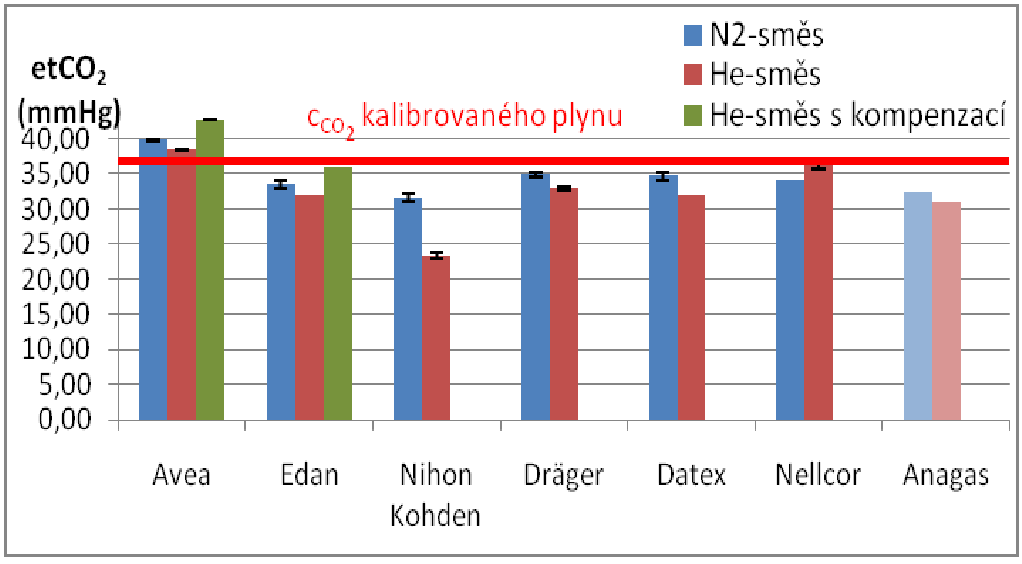
Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

tomas.pesek@bmi.cvut.cz

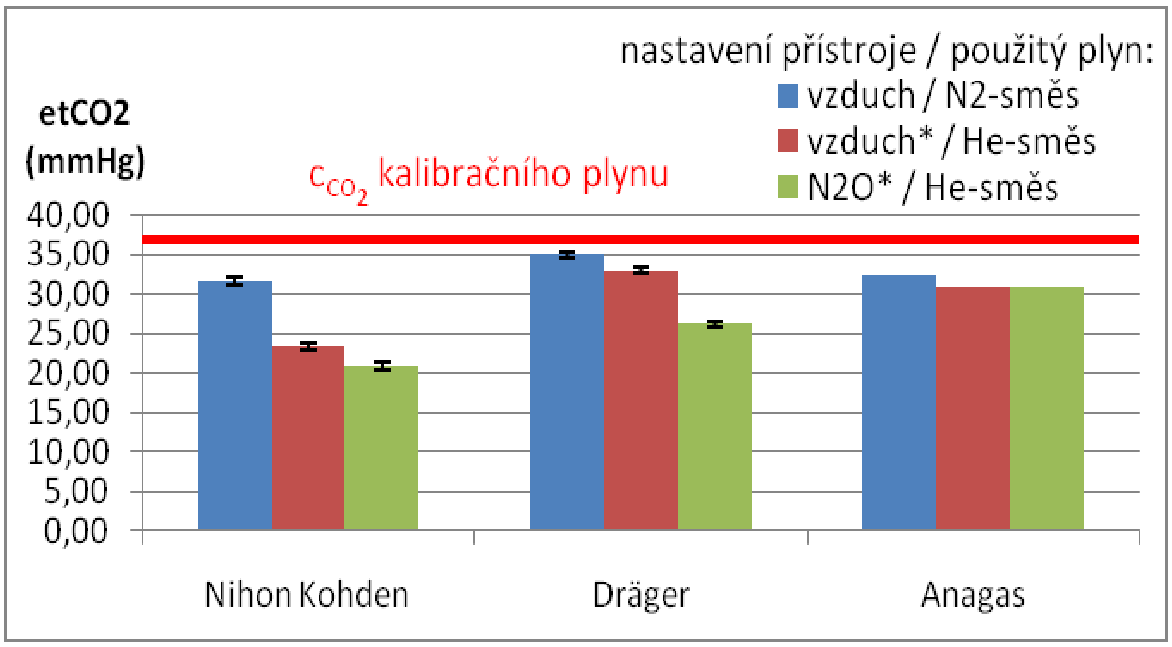
Úvod: Na základě předchozích experimentů vzniklo podezření, že přítomnost helia v analyzované směsi má negativní vliv na přesnost měření $etCO_2$. Možnost SW nastavení pro helium nabízí pouze některé přístroje. Cílem studie bylo vyšetřit, zda má helium výrazný vliv na výsledky měření $etCO_2$.

Metody: Pro ověření přesnosti měření $etCO_2$ u osmi komerčně dostupných kapnometrů byl sestaven měřicí okruh, který obsahoval zdroj kalibračního plynu, dechové rameno a měřicí úsek, sestavený z měřicích cel kapnometrů. První část experimentu probíhala za tepelně stálých, tělesných podmínek. Těch bylo dosaženo zapojením zvlhčovačů a tepelně izolujícího inkubátoru do okruhu. Další část experimentu byla provedena za normálních podmínek bez zvlhčovačů a inkubátoru. Kalibrační plyny obsahovaly 5 % CO_2, 15 % O_2 a 80 % N_2 nebo He. V průběhu experimentu byly zaměňovány kalibrační plyny a varianta suchého a vlhkého vzduchu. Korekce přístrojů byla přepínána mezi nastavením pro normální podmínky (vzduch), heliox a oxid dusný. Ověřovaná hodnota $etCO_2$ byla odečítána z displejů přístrojů po každém z 10 experimentálních dechů.

Výsledky: Záměna dusíku za helium v analyzované směsi způsobí na hladině významnosti 0,05 statisticky významný rozdíl ve změřených hodnotách $etCO_2$. V nejhorším případě došlo až k 26% odchylce změřené koncentrace CO_2.



Nevhodné nastavení měřicích přístrojů může zhoršit přesnost měření až o 10 %.



Matematický model pacientského okruhu ventilátorů Sensormedics 3100A/B

Jan Matějka

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

jan.matejka@fbmi.cvut.cz

Úvod: Řídící algoritmus experimentálního zařízení Demand Flow System (DFS), které podporuje spontánní dýchání pacienta v průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV). DFS vyžaduje pro svoji funkci matematický model pacientského okruhu ventilátorů Sensormedics 3100A/B. Cílem této práce je vytvořit experimentálně identifikovaný matematický model pacientského okruhu ventilátorů Sensormedics 3100A/B.

Metody: Model byl pomocí elektroakustické analogie sestaven jako soustava diferenčních rovnic v programu Matlab Simulink. Model vypočítává hodnoty tlaku v průběhu HFOV. Struktura a hodnoty parametrů jednotlivých částí modelu byly identifikovány na rozloženém pacientském okruhu ventilátorů Sensormedics 3100A/B. Byla identifikována vstupní a přenosová impedance jednotlivých částí, jako vstup byla použita skoková funkce v průtoku a jako výstup byla měřena tlaková odezva. Jednotlivé části byly sestaveny do celkového modelu a byl simulován tlak v Y spojce pacientského okruhu. Simulace byly porovnány s daty z experimentu.

Výsledky: Model dokázal popsat průběh tlaku během HFOV. Simulace se oproti naměřeným datům lišily v amplitudě tlaku, která byla vyšší. Menší oscilace tlaku byly časově posunuty. Střední hodnota průběhu tlaku byla ve shodě s experimentálními daty.

Závěr: Byl vytvořen experimentálně identifikovaný matematický model pacientského okruhu ventilátorů Sensormedics 3100A/B. Tento model uspokojivě simuloval všechny elementy průběhu tlaku. Dalšího zlepšení bude možno dosáhnout použitím jiných metod identifikace hodnot parametrů z naměřených dat a snížením počtu stupňů volnosti při identifikaci hodnot parametrů.

Podmínky nesprávného chování modelu respirační soustavy ASL 5000 při vysokofrekvenční ventilaci a při objemově řízené ventilaci s degresivním průtokem

Monika Stránská

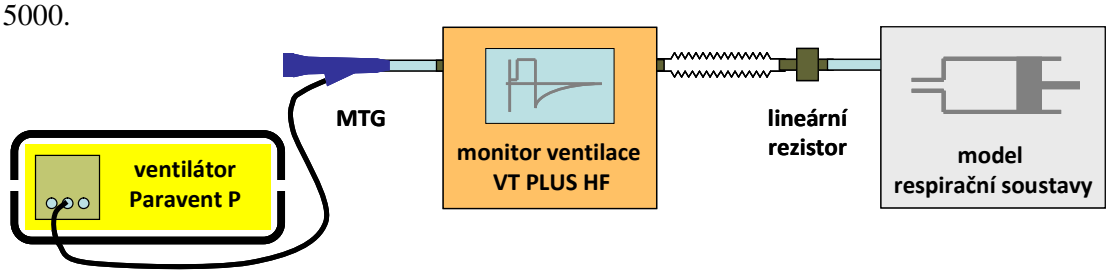
České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

stranmon@fbmi.cvut.cz

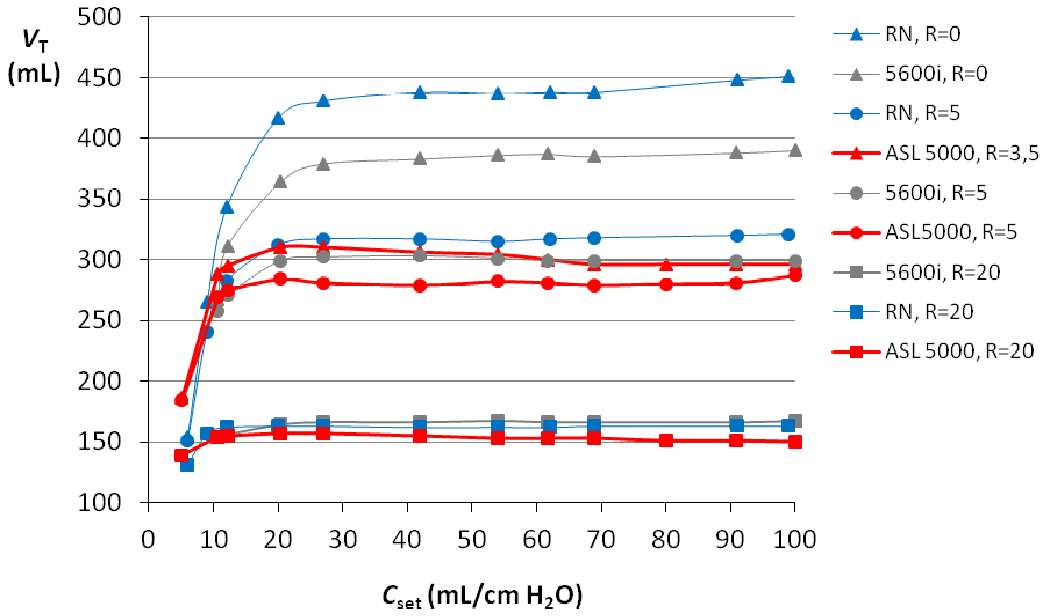
Úvod: Při ventilačním experimentu byl při testování vysokofrekvenčního tryskového ventilátoru Paravent P použit jako model plic model ASL 5000 (IngMar Medical, USA), který při tomto experimentu vykazoval chybné chování, a to takové, že při zvyšování nastavené poddajnosti klesal dodaný dechový objem. Cílem studie bylo zdokumentovat a charakterizovat nesprávné chování modelu respirační soustavy ASL 5000 a zjistit, za jakých okolností k tomuto nesprávnému chování dochází.

Metody: Studie byla rozdělena do šesti dílčích měření. Chování studovaného modelu bylo vyšetřováno při použití vysokofrekvenční tryskové ventilace (HFJV) a různých režimů konvenční ventilace, při použití různých ventilátorů, ventilačních frekvencí a byly použity tři lineární odpory 0, 5 a 20 cm $H_2O \cdot s/L$. Výsledky měření modelu ASL 5000 byly porovnávány s výsledky měření dalších dvou typů modelů respirační soustavy a to modelem 5600i (Michigan Instruments, Grand Rapids, MI, USA) a modely rigidními (RN, vyrobené v laboratoři Ventilačního týmu Fakulty biomedicínckého inženýrství). Pro měření dodaného dechového objemu byl použit průtokový analyzátor plynů VT PLUS HF (Fluke Biomedical, Everett, WA, USA). Obrázek 1 znázorňuje zapojení sestavy při studiu chování modelu ASL 5000.



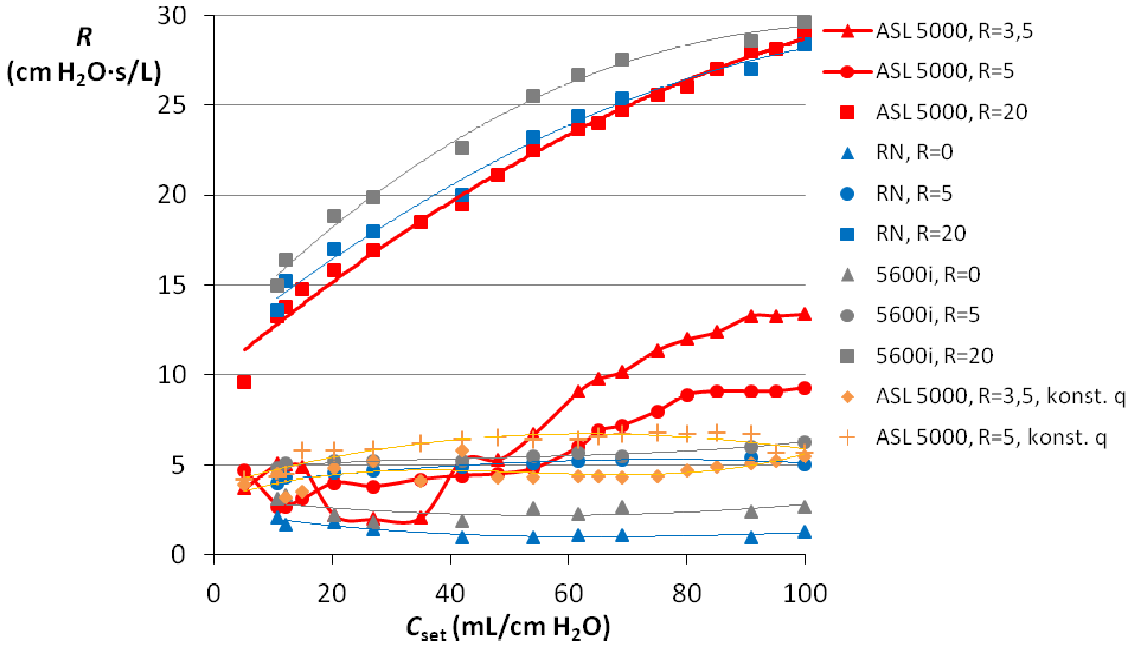
Obr. 1: Schéma uspořádání měřicí sestavy pro studium chování modelu ASL 5000.

Výsledky: U modelu plic ASL 5000 při použití HFJV docházelo při vyšších poddajnostech se vzrůstající nastavenou poddajností k poklesu dodávaného dechového objemu při neměnném nastavení ventilátoru. Oproti tomu u modelu 5600i a všech rigidních modelů RN se při zvyšující se poddajnosti zvětšoval dodávaný dechový objem či docházelo ke stagnaci jeho růstu. Křivky uvedené na Obrázku 2 získané pro model ASL 5000 tak mají odlišný charakter, než mají křivky získané pro model 5600i a rigidní modely RN.



Obr. 2: Závislost dodaného dechového objemu na nastavené poddajnosti modelu respirační soustavy u modelů ASL 5000, 5600i a rigidních modelů RN při ventilaci ventilátorem Paravent s tryska číslo III generátoru MTG 8. Hodnoty odporu *R* v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.

Z Obrázku 3 je patrné, že při použití objemově řízené ventilace s degresivním průtokem při nastavení odporu 3,5 a 5 cm H_2O·s/L změřený odpor ventilátorem kolísá kolem nastavené hodnoty a při nastavení vysokých hodnot poddajnosti stoupá.



Obr. 3: Závislost naměřené hodnoty odporu na nastavené poddajnosti při ventilaci ventilátorem Avea s degresivním průtokem v inspiriu a konstantním průtokem v inspiriu. Hodnoty odporu *R* v legendě jsou uváděny v jednotkách cm H_2O·s/L.

Diskuze: Hlavním zjištěním, učiněným v této studii, je, při HFJV při rostoucí nastavené poddajnosti dochází k poklesu dodaného dechového objemu. Tento jev je způsoben špatnou simulací odporu modelem ASL 5000. Při nastavení odporu 3,5 nebo 5 cm H_2O·s/L a při nastavení vysokých hodnot poddajnosti simuluje model ASL 5000 špatně odpor respirační soustavy, a to výrazně větší než nastavený. Současně model ASL 5000 nesimuluje správně poddajnost; simulovaná poddajnost je větší než poddajnost požadovaná. Tato chyba simulace poddajnosti je však malá.

Nesprávné chování modelu ASL 5000 se projevuje při určité kombinaci podmínek. Vždy je však ovlivněno několika faktory současně a nelze najít jediný parametr, který by přímo určoval nesprávné chování modelu ASL 5000.

Dalším nepříjemným zjištěním je fakt, že model ASL 5000 vykazuje nestabilní odezvu na změnu objemu plynu v modelu, která se projevuje vznikem velmi pozvolna tlumených oscilací tlaku uvnitř modelu. Model ASL 5000 je aktivní systém se zpětnovazebnou regulací a zjištěné oscilace jsou nejspíše touto regulací způsobeny. Tyto oscilace s velkou amplitudou a

malým tlumením mohou při propojení modelu s ventilátorem způsobit neočekávané chování ventilátoru a mohou ovlivnit i hodnoty, které ventilátor měří a zobrazuje.

Závěr: Nesprávné chování modelu ASL 5000 není způsobeno nedostatečně rychlou odezvou modelu ani špatnou simulací poddajnosti respirační soustavy, ale je způsobeno chybnou simulací odporu respirační soustavy, která je navíc závislá na nastavené hodnotě poddajnosti respirační soustavy. Dalším problémem tohoto modelu je nestabilní kmitavá odezva modelu na změnu tlaku v modelu ASL 5000.

Porovnání účinnosti zvlhčovacích komor ventilační směsi při HFOV

Pavla Veselíková

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

Pavla.veselikova@fbmi.cvut.cz

Úvod: Problematika dostatečného zvlhčování ventilační směsi se stává jedním z probíraných aspektů umělé plicní ventilace. Cílem práce je navrhnout metodiku a protokol měření, ověřit účinnost zvlhčovacích komor ventilační směsi pro běžná nastvení HFOV a definovat závislost účinnosti zlvhčovacích komor na parametreh HFOV.

Metody: Měření bylo provedeno na 3 typech zvlhčovacích komor (Fisher&Paykel MR290 a MR300, WILAmed C200AF universal) pro různé hodnoty frekvence (3, 5, 10 Hz), bias flow (25, 35, 50 l/min), tlakové amplitudy (35, 40, 45 cmH_2O) a středního tlaku (25, 35, 45 cmH_2O). Měření proběhlo na sestaveném teplotně stabilním modelu plic. Pro každé nastavení bylo zazanamenáno každou minutu 15 hodnot. Byla měřena relativní vlhkost na výstupu ze zvlhčovací komory a na vstupu do modelu plic za y-spojkou.

Výsledky: Průměrná relativní vlhkost zvlhčovacích komor ventilační směsi přesahovala 75 % pro všechna nastavení kromě zlvhčovací komory WILAmed C200AF universal při tlakové aplitudě 45 cmH_2O, kdy byla naměřena průměrná relativní vlhkost 68,6 % při teplotě 37 °C.

Diskuze: Podle uvedených výsledků je účinnost zvlhčovacíh komor více či méně závislá na nastavovaných parametrech HFOV. U vysokých hodnot frekvence a tlakové amplitudy docházelo k vysokých výkyvům relativní vlhkosti u konstrukčně podobných komor. U zvlhčovací komory s kovovým šnekem a filtrem měly hodnoty relativní vlhkosti nižší odchylky.

Závěr: Zvlhčovací komory od firmy Fisher&Paykel MR300 a MR290 splňují požadavky normy ČSN EN ISO 8185, která určuje minimální relativní vlhkost 75 % při teplotě 37 °C. Komory WILAmed C200 AF universal nesplňuje požadavky normy ČSN EN ISO 8185 při vyšších tlakových amplitudách. Byla zjištěna vysoká závislost účinnosti na frekvenci a tlakové amplitudě, střední závilosti na středním tlaku a nízká až střední závilost na bias flow.

Návrh protokolu pro měření vlivu polohy těla na změnu impedance hrudníku

Zuzana Marešová

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

mareszuz@fbmi.cvut.cz

Úvod: V klinické praxi jsou různé polohy těla a jejich změny využívány ke zlepšení životních funkcí pacienta. V současné době není problematika vlivu polohy těla na impedanci hrudníku dostatečně prozkoumána. Cílem této studie je vytvoření měřicího protokolu pro vyhodnocení vlivu polohy těla na impedanci hrudníku.

Metody: Byla podrobně nastudována problematika fyziologických procesů plic spojených se změnou polohy těla. Na základě této rešerše a po konzultaci s klinickými odborníky byly zvoleny vhodné polohy těla pro měření elektrické impedance plic a časové rozestupy mezi jednotlivými měřeními. Na základě vlastností systému pro měření impedance plic byla vybrána skupina probandů a určeny vhodné podmínky pro měření.

Výsledky: Skupinu probandů tvoří 20 zdravých mužů ve věku 23 - 30 let. Všichni probandi před měřením podepisují informovaný souhlas. Elektrická impedance hrudníku je měřena pro šest různých poloh těla. Pro polohu supinační, pronační, laterální na pravém a levém boku, polohu v sedu s definovaným náklonem trupu a pro polohu Trendelenburgovu s definovaným náklonem trupu. Proband je vždy situován do zvolené polohy. Po 30minutovém ustálení je provedeno měření trvající 20 s. Během měření probandi dýchají z Duglesova vaku definované dechové objemy. Elektrická impedance je měřena pomocí systému Maltron Sheffield Mk 3.5. V průběhu měření je u probandů pomocí pulzního oxymetru monitorována saturace krve.

Diskuze: Vytvořený protokol se může ukázat nevyhovujícím z důvodu nevhodně zvolených poloh těla či nedostatečně dlouhých časových rozestupů mezi jednotlivými měřeními sloužících pro ustálení fyziologických procesů v plicích. Výsledky získané na základě navrženého protokolu mohou být také ovlivněny výběrem probandů pouze mužského pohlaví.

Závěr: Na závěru studie byl vytvořen měřicí protokol pro vyhodnocení vlivu polohy těla na impedanci hrudníku.

Elektrickou impedanční tomografii lze využít ke stanovení míry závažnosti bronchopulmonální dysplázie

Kristýna Buzková

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

buzkokri@fbmi.cvut.cz

Úvod: Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní, diagnostická, zobrazovací metoda vhodná k funkčnímu vyšetření plicní tkáně. Bronchopulmonální dysplázie (BPD) je onemocnění nezralých novorozenců, které vzniká jako následek umělé plicní ventilace a projevuje se zejména strukturálními změnami plicní tkáně. Se vzrůstajícím obsahem kapalin a pevných látek v plicích klesá jejich rezistivita, což je měřitelné pomocí EIT. Cílem této práce je zkoumání rezistivity, hustoty plic a dechových objemů u extrémně nezralých novorozenců s BPD a zjištění, zda je možné využít EIT jako nástroj pro stanovení stupně postižení BPD v závislosti na rezistivitě, denzitě plic a spontánních dechových objemech.

Metody: V této prospektivní, intervenční studii schválené etickou komisí bylo za spolupráce s Gynekologicko-porod-nickou klinikou 1. LF UK a VFN změřeno celkem 10 novorozenců narozených během 24. až 28. gestačního týdne, tj. extrémně nezralých. Tito novorozenci byli rozděleni do dvou skupin podle závislosti na kyslíku ve 36. gestačním týdnu (E. Bancalari, Semin Perinatol, 2006), což bylo také stáří novorozenců během měření. Všichni zkoumaní novorozenci byli dříve mechanicky ventilováni a trpěli BPD. Výsledky byly porovnány s kontrolní skupinou šesti extrémně nezralých novorozenců bez BPD. Každé měření proběhlo v deseti opakováních jak v poloze supinace, tak pronace v souladu s přesnou metodikou vytvořenou pro tuto studii. Pro měření byl využit EIT systém Maltron Sheffield Mk 3.5. Výsledky byly získány zprůměrováním jednotlivých měření.

Výsledky: Absolutní rezistivita plic má tendenci se vzrůstající mírou postižení BPD klesat. End-exspirační dechový objem se s rostoucí mírou BPD výrazně zvyšuje na úkor dechového objemu). Závislost hustoty plic na míře postižení BPD se jednoznačně neprokázala.

Diskuze: Pokles dechového objemu u novorozenců s velkou mírou postižení BPD je způsoben strukturálními změnami plicní tkáně. Něko-lik zkoumaných parametrů nebylo možné vyhodnotit z důvodu velké nepřesnosti měření způsobené např. pohybem pacienta. Pro směrodatnější závěry je však potřeba podstatně větší soubor dat.

Závěr: EIT se jeví jako vhodný neinvazivní nástroj k měření parametrů plic, a to především rezistivity plic a dechových objemů, pomocí nichž lze určit míru závažnosti BPD.

Aplikace extracelulárních tekutin má významný vliv na data získaná systémem elektrické impedanční tomografie

Vladimír Sobota

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

vladimir.sobota@fbmi.cvut.cz

Úvod: Elektrická impedanční tomografie (EIT) je zobrazovací metoda, která stále častěji nalézá svoje uplatnění při monitorování distribuce plicní ventilace. Příchod prvních komerčně dostupných EIT systémů s sebou přinesl mnoho otázek ohledně vlivu různých fyziologických a patofyziologických procesů na data naměřená těmito přístroji. Cílem této práce je ukázat vliv změn v objemu extracelulárních tekutin na data naměřená přístrojem PulmoVista 500 (Dräger Medical Lübeck, Německo).

Metod: Studie byla provedena na mechanicky ventilovaném animálním modelu s monitorovanými parametry vitálních funkcí. Změny v objemu extracelulárních tekutin byly prováděny podle následujícího protokolu: Nejprve došlo ke krevní ztrátě 30 – 40 % celkového objemu krve. Následovala krevní transfuze o celkovém dodaném objemu 1000 mL a rychlosti dávkování 500 mL/h a infuze Ringerova roztoku o objemu 1000 – 2250 mL a rychlosti dávkování 2000 mL/h v závislosti na stavu animálního modelu. Všechny tyto intervence byly monitorovány systémem PulmoVista 500. Z naměřených dat byly rekonstruovány křivky relativní impedance a v nich určen trend lokálních minim (EELI trend). Metodou lineární regrese byla určena závislost poklesu tohoto trendu na dodaném objemu tekutin.

Výsledky: V průběhu šesti realizací experimentu bylo získáno pět validních EIT záznamů zachycujících krevní transfuzi a pět záznamů s infuzí Ringerova roztoku. Zaznamenaná změna poklesu hodnot relativní impedance způsobená krevní transfuzí byla – 5171 AU/L (konvenčních jednotek na litr, arbitrary units per liter, AU/L) a pro infuzi Ringerova roztoku – 4116 AU/L (SD 9,6 %).

Diskuze: Výsledky studie ukazují, že existuje zřejmá souvislost mezi aplikací extracelulárních tekutin a poklesem hodnot EELI trendu. Významné směrodatné odchylky však znemožňují jednoznačně rozlišit, zda tyto změny byly způsobeny krevní transfuzí nebo infuzí Ringerova roztoku. EIT systémy jsou velice sensitivní pro změny ve vodní bilanci organismu. Z analyzovaných dat získaných EIT systémem PulmoVista není možné jednoznačně prokázat změnu ventilačních parametrů.

Závěr: Studie prokázala, že změny v objemu extracelulárních tekutin se projevují na hodnotách relativní impedance získaných systémem PulmoVista 500.

Změnu dechového úsilí lze detekovat ze signálu průtoku

Jakub Bartoníček

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

bartoj22@fel.cvut.cz

Úvod: Při změně ventilační směsi ze vzduchu na heliox je nutné ověřit předpokládanou změnu dechového úsilí pacienta. Dechové úsilí je hodnoceno parametrem pressure-time-product (PTP), pro jehož výpočet je nutné měřit ezofageální tlak. Měření tohoto tlaku je obtížné. Cílem práce je zjistit, zda je možné rozpoznat změnu dechového úsilí ze signálu průtoku, snadno měřeného na vstupu do dýchacích cest.

Metody: Bylo navrženo 27 příznaků popisující signál průtoku v časové a frekvenční doméně. Naměřené dechové cykly 4 pacientů byly rozděleny do dvou skupin, s nižší hodnotou PTP a s vyšší hodnotou PTP. Do dvou skupin byly pomocí algoritmu k-means rozděleny i cykly podle definovaných příznaků průtoku. Rozdělené skupiny podle PTP a podle průtoku byly porovnány a byla hodnocena shoda rozdělení oběma způsoby.

Výsledky: Vysoká shoda rozdělení byla zjištěna, když mezi posuzovanými příznaky byly: dechový objem, šířka signálu ve 25 % a 75 % jeho výšky při výdechu, rozdíl maximálního průtoku při nádechu a výdechu a šikmost.

Diskuze: Soubor příznaků signálu průtoku popisující dechovou práci byl zúžen na 5 veličin. Podle jednoho příznaku není možné rozpoznat změnu dechového úsilí.

Závěr: Ve zkoumaných datech byla nalezena skupina příznaků v signálu průtoku, ze které bylo možno usuzovat na změnu dechového úsilí.

Podpora spontánního dýchání při vysokofrekvenční ventilaci

Jakub Ráfl

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

rafl@fbmi.cvut.cz

Úvod: Snahou při poskytování umělé plicní ventilace je zachovat, je-li to možné, spontánní dechovou činnost pacienta, a to i při vážném poškození funkce dýchacího systému. Spontánní dýchání přispívá k příznivější redistribuci vzduchu v plicích, a tím zlepšuje výměnu dýchacích plynů a omezuje nežádoucí cyklický kolaps alveolů. Rovněž parametry systémového krevního oběhu jsou příznivější proti stavu, kdy umělá plicní ventilace probíhá bez spontánního dýchání pacienta a také požadavky na sedaci pacienta jsou nižší. Oproti ventilačním režimům, které zcela nahradí dýchání pacienta, tak dostávají přednost režimy asistované, kdy je spontánní dýchání pacienta sledováno, vyhodnocováno a doplňováno ventilátorem. V současnosti je spontánní dýchání pacienta překážkou úspěšného průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace u dospělého pacienta a musí být při ní potlačováno.Vysokofrekvenční oscilační ventilátory nejsou navrženy na podporu spontánního dýchání a dokonce spontánní dýchání i obtížně tolerují. Spontánní dýchání způsobuje náhlé změny tlaku ve ventilačním okruhu, což ventilátor může vyhodnotit jako poruchu a ventilaci zastavit.

Metody: Demand flow systém, zařízení pro podporu spontánního dýchání při vysokofrekvenční oscilační ventilaci, tvoří dvě spolupracující části: hardwarová a softwarová. Hardwarovou část DFS tvoří zejména elektronicky řízený proporční ventil regulující přítok plynu do ventilačního okruhu a dále senzor pro měření proximálního tlaku, měřicí karta s A/D a D/A převodníkem a osobní počítač. Proximální tlak je senzorem převeden na elektrický analogový signál, který je digitalizován v měřicí kartě a vyhodnocen v osobním počítači, kde je vypočítána potřebná změna přítoku plynu do okruhu. Diskrétní řídicí impulsy jsou následně kartou převáděny zpět na analogový napěťový signál používaný pro řízení proporčního ventilu. Softwarová část DFS je řídicí systém – regulátor realizovaný v programu Matlab/Simulink (Mathworks, USA).

Výsledky: Zařízení Demand Flow systém reaguje na změny ve středním tlaku a podle typu řídícího algoritmu vyrovnává střední tlak ve ventilačním okruhu.

Diskuze: Zjednodušená verze řídicího algoritmu bez adaptivního RLS filtru ustaluje proximální tlak rychleji a s méně výrazným kmitáním v porovnání s verzí s RLS filtrem. Zjednodušená verze algoritmu dokáže eliminovat nežádoucí výkyvy tlaku bezpečně do 2 s od změny průtoku plynu do pacienta, zatímco verze s RLS filtrem selhává při první změně průtoku zcela a i v dalších částech záznamu vykazuje horší schopnost regulovat změny poruchy ve středním tlaku. Přetrvávajícím problémem je kmitání řídicího signálu a následně i proximálního tlaku o frekvenci přibližně 5 Hz.

Závěr: Demand flow systém je zařízení, které potenciálně umožňuje využití nejběžněji používaného ventilátoru pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci, SensorMedics 3100B, i při zachování spontánního dýchání pacienta, a snižuje dechovou práci pacienta. To může vést k širšímu použití vysokofrekvenční oscilační ventilace jako běžně používané klinické techniky u dospělých pacientů.

Multikompartmentový model plic podle anatomické morfologie

Michal Čech

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

michal.cech@fbmi.cvut.cz

Úvod: Cílem této práce je vytvořit multikompartmentový model založený na reálné anatomii plic, který umožňuje měření tlaku v jednotlivých oddílech modelu. Práce ověří, nakolik je potřebné uvažovat více kompartmentů při modelování respiračního systému. Model bude porovnán s komerčně dostupnými simulátory ASL 5000 (Ingmar Medical, USA) a 5600i (Michigan Instruments, USA).

Metody: Při sestavování modelu vycházím z anatomické morfologie lidských plic publikovanou Horsfieldem (1969, 1971). Lidské plíce mají pět laloků, horní pravý, střední pravý a dolní pravý lalok, a dále na levé straně jsou to horní a dolní lalok plic. Poddajnosti jednotlivých kompartmentů uvažujeme odpovídající objemu laloku, dle procentuálního zastoupení v celkovém objemu plic. Vycházím z celkové poddajnosti plic, která je u dospělého člověka 1L/kPa. Laloky plic jsou modelovány rigidními nádobami. Jednotlivé laloky budou propojeny pomocí hadic s minimální poddajností.

Výsledky: Při řešení této práce byl vytvořen unikátní model plic, který obsahuje pět různých laloků. Centrální část dýchacích cest byla vytvořena na 3D tiskárně, a k jejím částem byly připojeny jednotlivé kompartmenty.

Diskuze: Vytvořený model respektuje anatomickou strukturu plic. Poddajnost jednotlivých komparmtentů, modelovaných pomocí rigidních nádob, odpovídá morfologii plic podle Horsfielda. Model je nepřesný, zejména v oblasti distálních dýchacích cest a v jejich průtočném odporu.

Závěr: vytvořený model umožňuje měření tlaků v jednotlivých kompartmentech a může být používán s běžnou mechanickou plicní ventilací, ale i s vysokofrekvenčními režimy umělé plicní ventilace.

Monitorace vysokofrekvenční tryskové ventilace u extrémně a těžce nezralých novorozenců

Petr Kudrna

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

petr.kudrna@fbmi.cvut.cz

Úvod: V současné době jsou v neonatální klinické praxi používány dvě vysokofrekvenční techniky plicní ventilace – HFOV (High-Frequency Oscillatory Ventilation) a HFJV (High-Frequency Jet Ventilation). Obě techniky jsou široce využívány zejména v Severní Americe a Austrálii. V Evropě je využití HFJV spíše raritní, zejména z důvodu absence certifikátu CE, prohlášení o shodě, pro nejpoužívanější přístroj LifePulse (Bunnell Inc., Salt Lake City, UT). Tyto tlakově řízené ventilátory nejsou výrobci vybaveny senzory pro měření dechových objemů. Vzhledem k významu Vt (Tidal Volume – dechový objem) se lze domnívat, že monitorace tohoto parametru se v budoucnu musí stát nedílnou součástí ventilátorů. Absence informace o dechovém objemu komplikuje iniciální nastavení ventilátoru. V současné době se provádí, mimo jiná doporučení, vedení samotné vysokofrekvenční ventilace dle dostatečných vibrací hrudníku a v konečném důsledku způsobuje obtížné udržování požadované kapnie.

Metody: Byly vytvořeny dvě experimentální měřicí linky zakončené rigidním modelem plic pro simulaci vysokofrekvenční tryskové ventilace (HFJV) a vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV). Byl sledován tlak v modelu plic, a to ve dvou případech. V prvním případě byl do ventilačního okruhu zapojen senzor průtoku, ve druhém nikoli. Střední hodnota tlaku v obou případech byla porovnána a byl zjištěn tlakový úbytek.

Výsledky: Tlakový úbytek se při HFJV pohyboval od 7 % do 17 % a při HFOV od 17 % do 28 % dle použité ventilační frekvence.

Diskuze: Při zapojení senzoru průtoku do ventilačního okruhu dochází k nevratnému tlakovému úbytku, který roste s použitou ventilační frekvencí. Závislost není lineární. Tlakový úbytek je třeba v klinické praxi kompenzovat navýšením tlaku při iniciálním nastavení ventilátoru, a to dle převodní tabulky. Tvar tlakového signálu není použitím senzoru tlaku významně pozměněn.

Závěr: Ze zjištěných tlakových úbytků vznikajících při použití senzoru průtoku bylo vytvořeno doporučení pro optimalizaci nastavení HFJV a HFOV v podobě převodní tabulky, podle níž se dle použité ventilační frekvence navýší iniciální nastavení tlaku.

Vliv plicních chorob na mechanické parametry respiračního systému

Zuzana Horáková

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

zuzana.horakova@fbmi.cvut.cz

Úvod: Značnou komplikací v oblasti optimalizace procesu umělé plicní ventilace (UPV) je závislost efektivity jednotlivých režimů UPV na mechanických parametrech respiračního systému. Klinické zkušenosti ukazují, že mechanické parametry respiračního systému se mění v poměrně široké škále, a to i v rámci jednoho typu onemocnění. Příkladem této závislosti je akutní syndrom respiračního selhání (ARDS), což je typický příklad onemocnění, které často vyžaduje nasazení UPV. U této formy onemocnění jsou rozlišeny dvě formy označované jako primární a sekundární nebo také pulmonální a extrapulmonální. Obě formy onemocnění se liší především příčinou vzniku onemocnění. Z hlediska efektivity UPV je důležité, že u každé z obou forem ARDS dochází k výrazně odlišným změnám plicní mechaniky.

Hlavním cílem této práce je potvrzení hypotézy, že dechový objem je u HFOV silně závislý na hodnotě průtočného odporu dýchacích cest a málo závislý na alveolární poddajnosti.

Metody: Při laboratorním experimentu byl sestaven ventilační okruh, který sestával ze simulátoru plic 5600i (Michigan Instruments, USA), monitoru Florian (Acutronic Medical Systems, Švýcarsko) pro měření dechových objemů a samotného plicního ventilátoru. Při mechanické ventilaci byl použit ventilátor Veolar (Hamilton Medical, USA) a při vysokofrekvenční ventilaci byl použit přístroj 3100B (Sensormedics, USA). Při mechanické ventilaci (CV) byly použity parametry: dechová frekvence byla f1 = 12 d/min a f2 = 6 d/min, tlaková amplituda DP = 5 cm H2O, poměr inspiria a exspiria I:E = 1:1 a pozitivní tlak na konci exspiria PEEP byl nastaven na 0 cmH2O. Při vysokofrekvenční ventilaci (HFOV) byly použity parametry: dechová frekvence f = 5 Hz, průtok plynu okruhem bias flow = 30 L/min, střední tlak v dýchacích cestách (MAP) Pmean = 14 cmH2O, dynamická amplituda tlaku ΔP = 40 cmH2O, poměr inspiria a exspiria I:E = 1:1.

Výsledky: Dechový objem se při HFOV snižuje se vzrůstajícím odporem a při nárůstu odporu na desetinásobek původní hodnoty je vidět značný pokles dechového objemu z počáteční hodnoty 23,9 mL na 17,1 mL. Při snížení poddajnosti na desetinu původní hodnoty dochází pouze k nepatrnému poklesu dechového objemu během HFOV, a to z 23,9 mL na 22,8 mL při změně poddajnosti z 0,1 L/kPa na 0,01 L/kPa. Naopak u CV průtočný odpor prakticky

neovlivňuje dechový objem, který klesá z 822 mL na 807 mL při změně průtočného odporu z 0 na 20 $cmH_2O.s/L$. Při změně alveolární poddajnosti klesá dechový objem se snižující se poddajností, a to z 835 mL až na 92 mL při změně poddajnosti z 0,1 na 0,01 L/ cmH_2O.

Diskuze: Měření potvrzuje útlum dynamické části tlaku ΔP ve ventilačním okruhu. Laboratorní měření na simulátoru 5600i potvrzují, že hodnota dechového objemu je při HFOV silně ovlivněna hodnotou průtočného odporu, zatímco změna alveolární poddajnosti má pouze nepatrný vliv. Opačná závislost se projevila u CV, kde dechový objem signifikantně klesá s poklesem alveolární poddajnosti, zatímco průtočný odpor ovlivňuje dechový objem pouze nepatrně. Při ventilační frekvenci 12 dechů za minutu se měchy simulátoru nestačily vyprazdňovat a docházelo k tzv. "airtrappingu". Proto byla při CV použita nízká frekvence 6 d/min, kdy se měchy simulátoru stihly vyprázdnit i při zvýšeném průtočném odporu

Závěr: Studie prokázala přímý vztah mezi mechanickými parametry respiračního systému a dechovým objemem u CV i HFOV.

Algoritmy pro zpracování signálů v respirační péči

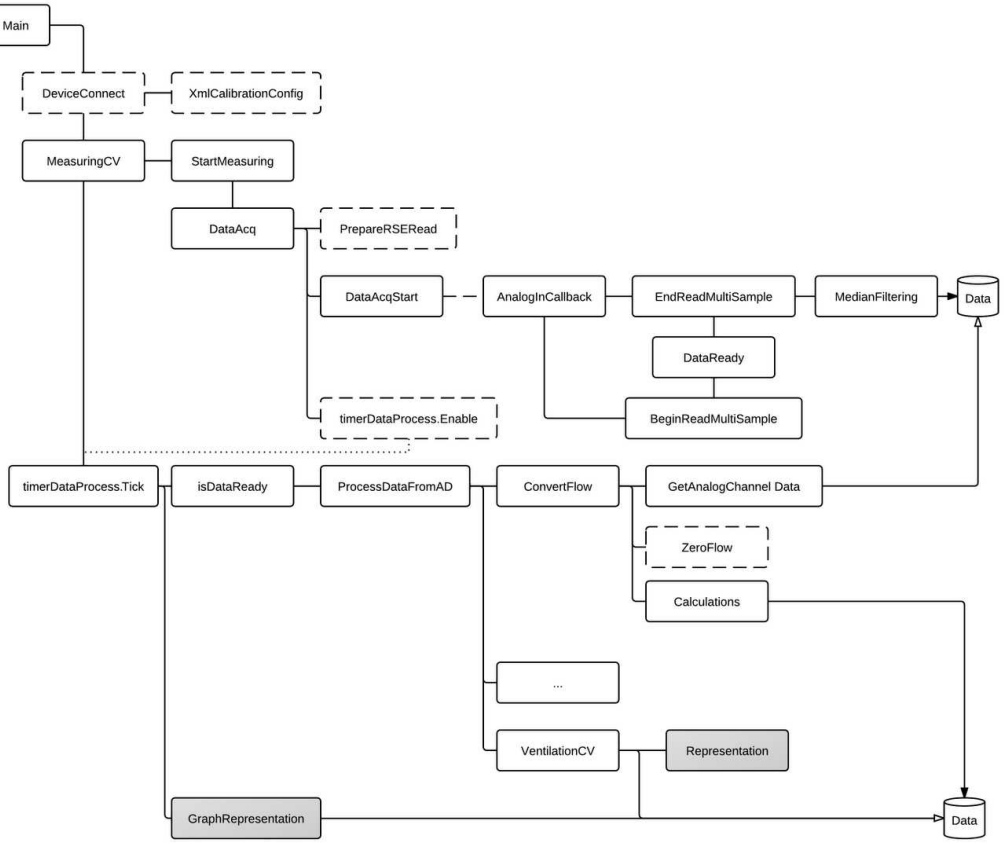
Vít Listík

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství
Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika
tivvitmail@gmail.com

Úvod: Optimalizace zejména vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV) může být jen obtížně uskutečňována bez monitorování základních ventilačních parametrů. Ventilátory pro HFOV (nejrozšířenější SensorMedics 3100B, CareFusion, Yorba Linda, CA, USA) však nejsou monitorem vybaveny. Tato práce popisuje tvorbu software iMon pro monitorování HFOV.

Metody: SW iMon vychází ze SW Chimaera, který byl upraven pro potřeby systému iMon. SW Chimaera bylo nejprve nutné analyzovat, provést úpravy nalezených nedostatků a ty implementovat do SW iMon.

Struktura SW iMon je prezentována na Obr.1.



Obr. 1: Struktura softwaru iMON pro monitorování umělé plicní ventilace.

Úprava SW zahrnovala navržení nových algoritmů pro detekci dechového cyklu a pro vyhodnocení minutového objemu pro konvenční i vysokofrekvenční ventilaci a jejich implementaci do SW iMon. Úprava SW zahrnovala také vícevláknové řešení náročných operací, volbu vhodnějších filtrů, korektní ukončování měření, zefektivnění načítání konfiguračních souborů a standardizaci formátů ukládaných dat.

Vytvoření sady základních algoritmů pro zpracování signálů naměřených v dýchacích cestách při umělé plicní ventilaci zahrnovalo: automatické rozpoznání ventilačního režimu (CV, HFV), detekce dechové periody, výběr celého dechového cyklu, zjištění základních ventilačních parametrů (PEEP, Pplat, VTinsp, VTexsp, MVinsp, MVexsp, Leak a dalších) a úprav procesu filtrace v závislosti na typu ventilace – CV / HFV.

Závěr: Systém iMon byl ověřen na dostupných signálech z laboratorních měření a animálních experimentů.

Monitor UPV.

Tlaková náročnost vysokofrekvenční oscilační ventilace při různých ventilačních frekvencích

Barbora Padertová

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika

barbora.padertova@fbmi.cvut.cz

Úvod: Při umělé plicní ventilaci dochází k použití inverzních tlaků oproti spontánnímu dýchání, kdy je v plicích podtlak, který způsobuje roztahování hrudního koše a tím i nádech. Umělá plicní ventilace může poškodit plíci, což je označováno v zahraniční literatuře jako VILI (ventilator induced lung injury). Jedná se o tzv. barotrauma nebo volumotrauma. Moderním trendem je minimalizace ventilačního tlaku a využití tzv. protektivních ventilačních režimů i za cenu nedodržení optimálních krevních plynů ventilovaného pacienta. Mezi tyto protektivní ventilace patří i vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV), která spadá do skupiny nekonvenčních ventilačních technik. Využívá se frekvence 5–20 Hz a malé dechové objemy 1–2 ml/kg. Cílem této studie je zhodnotit velikost tlaku na více ventilačních frekvencích potřebnou k udržení konstantního dechového objemu při různých hodnotách alveolární poddajnosti.

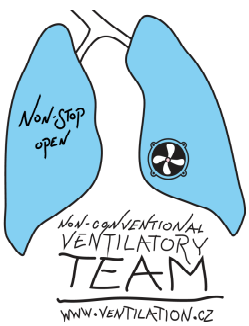
Metody: Při laboratorním experimentu byl sestaven ventilační okruh, který sestával ze simulátoru plic 5600i (Michigan Instruments, USA), speciálně vyvinutého synchronního monitoru tlaku ve třech různých místech okruhu a samotného plicního ventilátoru 3100B (Sensormedics, USA). Při vysokofrekvenční ventilaci (HFOV) byly použity parametry: dechová frekvence f = 5 Hz, průtok plynu okruhem bias flow = 30 L/min, střední tlak v dýchacích cestách (MAP) Pmean = 14 cmH2O, dynamická amplituda tlaku ΔP = 40 cmH2O, poměr inspiria a exspiria I:E = 1:1. Tlak oscilací byl upravován tak, abychom drželi konstantní dechový objem po celou dobu experimentu.

Výsledky: Výsledku měření jsou shrnuty v Tab. 1.

Freq. (Hz)	Compliance (L/cmH_2O)	V_t (mL)	EVD (mL/kPa)	PCV ($kPa.s/L^2$)
3	0.1	145	19,25	4,17
	0.075	144	18,97	4,06
	0.050	144	19,08	4,06
	0.025	145	18,89	4,09
	0.010	145	18,17	7,77
5	0.1	95	12,61	9,90
	0.075	94	12,33	8,67
	0.050	94	12,18	6,82
	0.025	95	12,06	8,32
	0.010	99	12,45	8,91
7	0.1	71	8,54	7,37
	0.075	72	8,64	6,82
	0.050	73	8,83	6,16
	0.025	73	8,83	7,66
	0.010	74	9,00	10,79
10	0.1	45	5,45	11,85
	0.075	46	5,49	10,25
	0.050	46	5,48	11,82
	0.025	47	5,61	11,56
	0.010	49	5,63	8,08

Diskuze: Analýza tlak uměřeného ve ventilačním okruhu potvrdila, že amplituda tlakových oscilací je signifikantně tlumena a pouze malá část tlaku nav stupu dýchacích cest dosáhne alveolárního prostoru. Podíl dechového objemu a tlaku nezbytného k jeho dodání ukazuje, že efektivnější je využití nižších frekvencí, což naznačuje, že rezonanční frekvence simulátoru je nižší než 3 Hz. T oje zároveň nejnižší frekvence se kterou pracuje ventilátor 3100B. Hodnota alveolární poddajnosti neměla na zmíněnou efektivitu prakticky žádný efekt při všech ventilačních frekvencích.

Závěr: Studie potvrdila, že tlakové oscilace jsou při HFOV tlumeny, a že útlum oscilací a dodávka dechového objemu je závislá na ventilační frekvenci. Naopak vliv alveolární poddajnosti je minimální.



Informace o Nekonvenčním ventilačním týmu,
jeho aktivitách a publikacích:

www.ventilation.cz

Dokument o Nekonvenčním ventilačním týmu
je k dispozici na YouTube:

http://www.youtube.com/watch?v=Ke-0YU-Oclw