

VLIV PRŮTOČNÉHO ODPORU DÝCHACÍCH CEST A ALVEOLÁRNÍ PODDAJNOSTI NA DECHOVÝ OBJEM PŘI VYSOKOFREKVENČNÍ OSCILAČNÍ VENTILACI

THE EFFECTS OF AIRWAY RESISTANCE AND ALVEOLAR COMPLIANCE UPON DELIVERED TIDAL VOLUME DURING HIGH FREQUENCY OSCILLATORY VENTILATION

Zuzana Rožánková¹, Martin Rožánek¹, Marianna Laviola¹, Petr Kudrna¹,
Karel Roubík¹

¹Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze,
Kladno, Česká Republika

Souhrn

Umělá plicní ventilace se využívá k udržení dodávky kyslíku do organismu a odvodu oxidu uhličitého z organismu v případech, kdy je utlumená či nedostatečná spontánní ventilace pacienta. Jedním z typů umělé plicní ventilace, který se značně liší od konvenčních režimů umělé plicní ventilace, je vysokofrekvenční oscilační ventilace. Vysokofrekvenční oscilační ventilace se využívá zejména v těžkých případech syndromu akutní dechové tísně, nicméně konkrétní cílová skupina oscilační ventilace není dosud dobře popsána. Pro studium oscilační ventilace byl navržen fyzický model plic podle jejich morfologického popisu, který byl využit pro studium vlivu mechanických vlastností plic na dodávku dechového objemu do plic při využití vysokofrekvenční oscilační ventilace. Rezistance dýchacích cest značně ovlivňuje dechový objem při vysokofrekvenční oscilační ventilaci, zatímco efekt snížené alveolární poddajnosti na dechový objem je prakticky zanedbatelný.

Klíčová slova

vysokofrekvenční oscilační ventilace, průtočný odpor, alveolární poddajnost, dechový objem, model plic

Abstract

Mechanical lung ventilation is used for a delivery of the oxygen into the organism and removal of carbon dioxide from the organism in cases where the spontaneous breathing of the patient is inhibited or insufficient. High-frequency oscillatory ventilation is quite different from conventional regimens of mechanical ventilation. High-frequency oscillatory ventilation is used mainly for the patient with severe acute respiratory distress syndrome, however concrete target group of the patient is not clearly defined. The model of the lungs according to its morphological description is designed for studying of the high-frequency oscillatory ventilation. The effect of the mechanical properties of the lungs, airway resistance and alveolar compliance upon the delivery of tidal volume is studied for high-frequency oscillatory ventilation. Resistance of the airways significantly affects the tidal volume in high-frequency oscillatory ventilation whereas the effect of the decrease of the alveolar compliance is almost negligible.

Keywords

high-frequency oscillatory ventilation, flow resistance, alveolar compliance, tidal volume, lung model

Úvod

Mechanická ventilace (MV) plic se využívá v mnoha případech, kdy je nutné zajistit dodávku kyslíku do organismu a zároveň odventilovat oxid uhličitý, který vzniká při metabolických procesech. MV se využívá i při úmyslném potlačení spontánního dýchání pacienta, např. při plánovaných operačních zákrocích, nebo při akutních respiračních onemocněních. I přes značný výzkum je MV spojena s řadou rizik, která mohou vyústit v poškození plic pacienta, což je souhrnně označováno termínem VILI (ventilator induced lung injury). Postupně se do klinické praxe prosadila řada ventilačních režimů, které jsou protektivní, kdy je jedním z hlavních cílů minimalizace rizika poškození respiračního systému pacienta, i např. za cenu dosažení horších hodnot krevních plynů.

Za tzv. protektivní ventilační režimy jsou označovány i vysokofrekvenční režimy umělé plicní ventilace. Ty se liší od MV zejména dechovým objemem a frekvencí ventilace, kdy se dechový objem pohybuje v hodnotách 1-2 mL/kg pro dospělého pacienta a ventilační frekvence se pohybuje v rozmezí 3-15 Hz. Mezi vysokofrekvenční režimy se řadí i vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV), která využívá pohybů membrány, která dodává dechový objem do pacienta. Tlakové impulsy způsobené membránou jsou superimponované ke střednímu tlaku (CDP), který způsobuje permanentní inflaci plic.

Cílová skupina pacientů pro HFOV není doposud uspokojivě popsána, i díky nedostatečným znalostem o tlakových a objemových poměrech během ventilace. V klinické praxi je monitorování intrapulmonálních parametrů, např. distribuce dechového objemu v plicích velice obtížné až nemožné, a modelování respiračního systému je jednou z mála cest, jak získat informace o procesech a dějích, ke kterým dochází uvnitř respiračního systému či jak získat nové poznatky v oblasti respirační péče. HFOV se využívá u pacientů s nejtěžšími formami syndromu akutní dechové tísně (ARDS). Naopak, kontraindikací k použití HFOV jsou onemocnění typu chronická obstrukční plicní nemoc (CHOPN) či astma, která bývají doprovázena zvýšeným průtočným odporem dýchacích cest [1, 2].

Cílem této studie je vytvoření multikompartmentového modelu plic a ověření vlivu odporu dýchacích cest a alveolární poddajnosti na velikost dechového objemu během HFOV.

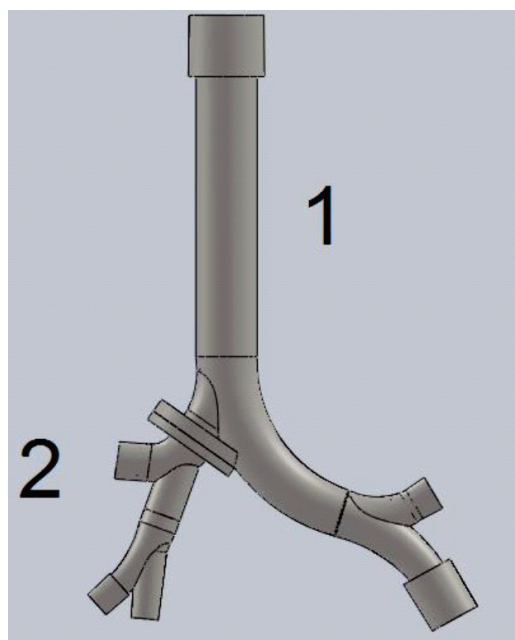
Metody

Model respiračního systému je navržen tak, aby odpovídal anatomické struktuře respiračního systému. Struktura modelu byla pro potřeby návrhu rozdělena na tři části; proximální dýchací cesty, distální dýchací cesty a alveolární prostor. Model je vytvořen na základě Horsfieldova morfologického popisu plic, který

respektuje asymetrii dýchacích cest a rozložení plicní poddajnosti mezi jednotlivé plicní laloky [3].

Proximální dýchací cesty

První čtyři generace dýchacích cest byly namodelovány v programu SolidWorks a vytisknuty na 3D tiskárně (Objet24, Stratasys, USA). Rozměry dýchacích cest a odklony mezi "dceřinými" a "rodičovskými" dýchacími cestami byly převzaty z morfologického popisu plic [3]. Trojrozměrný model dýchacích cest vytvořený v programu Solidworks je zachycen na Obr. 1. Model proximálních dýchacích cest byl rozdělen na dvě části vzhledem k maximálním rozměrům produktu, který může být na 3D tiskárně vytisknut. Vstup do modelu a rovněž zakončení dýchacích cest je navrženo a realizováno pomocí normalizovaných spojek, které se běžně používají v respirační péči.



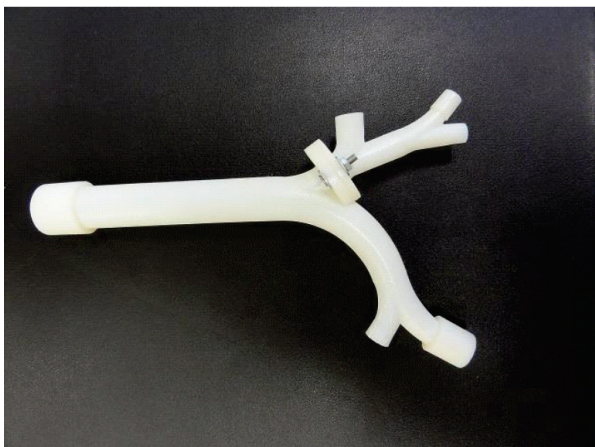
Obr. 1: Model centrálních dýchacích cest navržený podle Horsfieldovy morfologie v programu Solidworks.

Fyzický model proximálních dýchacích cest byl vytisknut na 3D tiskárně a výsledný prototyp je zachycen na Obr. 2. Dvě části modelu jsou sešroubovány pomocí připravené příruby, která je součástí prototypu.

Distální dýchací cesty

Distální dýchací cesty jsou v modelu realizovány pomocí vřapové hadice, která zároveň propojuje proximální dýchací cesty s jednotlivými alveolárními kompartmenty. Průměr a délka hadic byly voleny tak, aby jejich průtočný odpor odpovídal dýchacím cestám vedoucím k jednotlivým lalokům plic, a také aby byla

odpovídající celková rezistance modelu z hlediska vstupu do dýchacích cest.



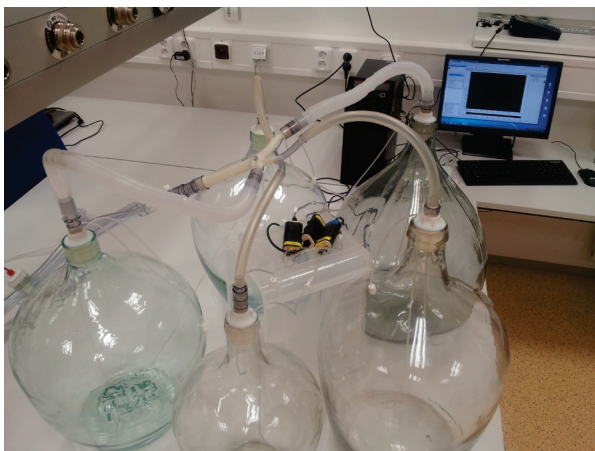
Obr. 2: Výsledný model centrálních dýchacích cest vytisknutý na 3D tiskárně.

Alveolární prostor

Alveolární prostor modelu byl rozdělen do pěti oddílů, podobně jako je pět laloků v plicích dospělého člověka. Každý oddíl je reprezentován demižonem, jehož velikost odpovídá poddajnosti daného kompartmentu. Při návrhu byly použity výpočty poddajnosti demižonu pro případ polytropického děje, kdy dochází k určité výměně tepla s okolím [4]. Celková poddajnost modelu je 0,87 L/kPa.

Model plic

Výsledný model je tvořen centrálními dýchacími cestami vytisknutými na 3D tiskárně, proximálními dýchacími cestami, které jsou realizovány pomocí vrapové trubice a demižony, které reprezentují jednotlivé kompartmenty modelu a odpovídají plicním lalokům. Kompletní model je zachycen na Obr. 3.



Obr. 3: Kompletní model plic navržený podle zjednodušené Horsfieldovy morfologie.

Navržený model umožňuje měření tlaku uvnitř každého demižonu a na řadě míst v trubicích představujících dýchací cesty, včetně vstupu do modelu. Do modelu je možné vložit senzor pro měření dechového objemu a monitorovat distribuci dechového objemu a minutové ventilace v modelu pomocí respiračního monitoru Florian (Acutronic Medical, Švýcarsko). Clonka monitoru byla kontrolována před každým měřením pomocí kalibrační stříkačky (Hans Rudolph, USA).

K modelu byl připojen přes 9mm endotracheální trubicí vysokofrekvenční ventilátor SensorMedics 3100B (CareFusion, USA) s patientským okruhem. Ventilací parametry byly udržovány konstantní během celého měření; střední tlak v dýchacích cestách $CDP = 13,5 \text{ cmH}_2\text{O}$, amplituda oscilací $\Delta P = 30 \text{ cmH}_2\text{O}$, doba trvání inspiria $T_{insp} = 50 \%$, průtok plynu okruhem $BIAS \text{ flow} = 40 \text{ L/min}$ a frekvence oscilací byla nastavena na $f = 5 \text{ Hz}$.

Ve studii byl sledován efekt velikosti průtočného odporu dýchacích cest a alveolární poddajnosti na dechový objem dodaný do modelu při HFOV. Průtočný odpor byl měněn vkládáním parabolických rezistorů Rp (Michigan Instruments, USA) na vstup do dýchacích cest modelu a poddajnost byla měněna výměnou jednotlivých demižonů.

Výsledky

Vliv navýšení odporu dýchacích cest na dechový objem při HFOV je popsán v Tab. 1.

Tab. 1: Závislost dechového objemu na průtočném odporu dýchacích cest při HFOV.

| $R_p \text{ (cmH}_2\text{O/L/s)}$ | $V_t \text{ (mL)}$ |
|-----------------------------------|--------------------|
| 0 | 103 |
| 5 | 91 |
| 10 | 76,5 |
| 20 | 58,5 |

Efekt celkové poddajnosti modelu na doručení dechového objemu při HFOV je zachycen v Tab. 2.

Tab. 2: Závislost dechového objemu na celkové poddajnosti modelu při HFOV.

| $C_M \text{ (L/kPa)}$ | $V_t \text{ (mL)}$ |
|-----------------------|--------------------|
| 1,12 | 100 |
| 0,87 | 101 |
| 0,74 | 98 |
| 0,62 | 100 |
| 0,51 | 98 |

Diskuse

Dechový objem je při HFOV značně závislý na průtočném odporu dýchacích cest a při zvýšení odporu dechový objem klesá. Protože je HFOV typickým tlakovým režimem umělé plicní ventilace, je nutné pro udržení dechového objemu při zvýšeném odporu navýšit tlakovou amplitudu, což však zvyšuje tlakové zatížení pacienta. Tento výsledek potvrzuje fakt, že HFOV není vhodná pro pacienty s onemocněními typu CHOPN, kdy je zvýšen právě průtočný odpor dýchacích cest.

Naopak změny alveolární poddajnosti mají velmi malý vliv na hodnotu dechového objemu a to i při značných poklesech poddajnosti, což znamená, že HFOV je schopná dodávat podobný dechový objem do pacienta i při výrazných změnách poddajnosti, což odpovídá případům těžkých stavů ARDS.

Zkonstruovaný model má určitá omezení, např. konstantní průměr trubic, které reprezentují distální dýchací cesty, což může ovlivnit charakter proudění v této části modelu.

Celý model pak vykazuje netěsnost v řádu jednotek procent při porovnání inspirovaného a expirovaného dechového objemu.

Model je i přesto vhodný pro prakticky orientovanou výuku problematiky využití ventilační techniky a demonstraci vlastností jednotlivých režimů umělé plicní ventilace, což je přínosné pro studenty [5].

V další práci by bylo vhodné proměřit vliv změn odporu v regionálních částech modelu na intrapulmonální poměry v modelu a na celkovou hodnotu dechového objemu.

Závěr

Ve studii je popsán návrh a realizace modelu plic s pěti kompartmenty, který umožňuje studium intrapulmonálních parametrů při různých typech a režimech umělé plicní ventilace.

Výsledky měření potvrzují, že při zvýšení průtočného odporu dýchacích cest dochází u HFOV k poklesu dechového objemu, zatímco snížení poddajnosti nemá na dechový objem signifikantní vliv.

Poděkování

Práce byla podpořena grantem SGS14/216/OHK4/3T/17.

Literatura

- [1] Chan, K. P. W., Stewart, T. E., Mehta, S. *High-frequency oscillatory ventilation for adult patients with ARDS*. Chest 2007, 131, s. 1907-1916.
- [2] Fessler, H. E., Derdak, S., Ferguson, N. D., et al. *A protocol for highfrequency oscillatory ventilation in adults: Results from a roundtable discussion*. Crit Care Med 2007, 35, s. 1649-1654.
- [3] Horsefield, K., Dart, G., Oslon, D. E. *Models of the human bronchial tree*. Journal of applied Physiology; 1971, vol. 31, pp. 207-217.
- [4] Roubík, K., Ráfl, J. *Poddajnost a rezistance v rigidních modelech respirační soustavy*. Lékař a technika. 2009, roč. 39, č. 1, s. 32-38. ISSN 0301-5491.
- [5] Vavřík, D., Hájek, M., Penhaker, M. *Měření a vyhodnocení základních ventilačních režimů a poruch v simulačním ventilačním okruhu*. Lékař a technika. 2008, roč. 38, s. 191-194. ISSN 0301-5491.

Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
Katedra biomedicínské techniky
Fakulta biomedicínského inženýrství
České vysoké učení technické v Praze
nám. Sítná 3105, CZ-272 01 Kladno

E-mail: rozanek@fbmi.cvut.cz
Tel.: +420 224 359 960