

PŘEHLEDNÝ ČLÁNEK

Význam dechového objemu a jeho monitorování při vysokofrekvenční umělé plicní ventilaci

Roubík Karel¹, Pacht Jan²

¹České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

²Klinika anesteziologie a resuscitace 3. LF UK a FNKV, Praha

Souhrn

Vysokofrekvenční ventilace (HFV – High-Frequency Ventilation) splňuje podmínky tzv. protektivní ventilace, avšak používání této ventilační techniky je v praxi stále limitováno. Jedním z důvodů je i obtížnost správného zahájení HFV a následné udržování konstantní ventilace. Dechový objem je jedním z parametrů, který má při vysokofrekvenční ventilaci značný význam. Monitorování dechového objemu v iniciační fázi vysokofrekvenční umělé plicní ventilace umožňuje rychlé dosažení normokapnie. Vzhledem k tomu, že dechový objem generovaný ventilátorem závisí mimo jiné i na vztahu impedancí ventilátoru a respiračního systému pacienta, je i stabilita ventilačního režimu na těchto parametrech závislá. Přitom změny impedance respirační soustavy mají na dosahovaný dechový objem odlišný vliv při konvenční a při vysokofrekvenční ventilaci. Kromě toho je dechový objem při vysokofrekvenční ventilaci dalším parametrem, který ovlivňuje oxygenaci. Požadavek na kontinuální monitorování dechového objemu při vysokofrekvenční ventilaci je proto zcela legitimní a nutný k racionálnímu a efektivnímu řízení této nekonvenční ventilační techniky.

Klíčová slova: vysokofrekvenční ventilace – dechový objem – impedance – ventilátor – oxygenace – monitorování

Abstract

The importance of tidal volume and its monitoring during high-frequency ventilation

Even though High-Frequency Ventilation (HFV) meets criteria defining so called protective ventilatory strategy, HFV is not widely used in the clinical practice. Rational initiation of HFV and consequent maintenance of a constant ventilation belong to the limiting factors. Tidal volume is a parameter playing a crucial role in HFV. In the initial phase of HFV, monitoring of tidal volume allows reaching normocapnia promptly. As tidal volume generated by the ventilator depends on the relationship between the output impedance of the ventilator and the connected impedance of the respiratory system, stability of the adjusted ventilatory regimen also depends on this relationship. Furthermore, the effect of the connected impedance changes upon the delivered tidal volume differs in conventional and in high-frequency ventilation. Tidal volume plays also other important roles during high-frequency ventilation; tidal volume affects oxygenation much strongly during HFV than during conventional ventilation. Considering the differences between conventional and high-frequency ventilation and considering the effects of tidal volume changes during HFV, continuous monitoring of tidal volume seems to be essential for the rational and efficient application and control of high-frequency ventilation.

Keywords: high-frequency ventilation – tidal volume – impedance – ventilator – oxygenation – monitoring

Anest. intenziv. Med., 20, 2009, č. 1, s. 18–24

Úvod

Vysokofrekvenční ventilace (HFV – High-Frequency Ventilation) se stává stále rozšířenější ventilační technikou, a to i při řešení respirační insuficience dospělých pacientů [1–5]. Její větší rozšíření je však negativně ovlivňováno současným stavem poznání této techniky jak z hlediska teoretického, tak z hlediska technického zajištění i z hlediska hledání cílové skupiny pacientů a techniky správné aplikace a řízení HFV.

Při klinické aplikaci vysokofrekvenční ventilace je třeba v některých případech uplatňovat jiné principy, než které platí při ventilaci konvenční (CV – Conventional Ventilation). V tomto textu si autoři kladou za cíl

vysvětlit důležitost monitorování dechového objemu při vysokofrekvenční ventilaci, které je doposud ojedinělé. Monitorování dechového objemu má při HFV v některých případech i jiný význam než monitorování dechového objemu při CV. Dále chování respirační soustavy při CV a HFV je odlišné, což má za následek jiný přístup k zajištění stability ventilačního režimu. Vysvětlením těchto odlišností a principů se zabývá následující text.

Iniciační nastavení ventilačního režimu

První výhodou monitorování a řízení dechového objemu při vysokofrekvenční ventilaci je možnost relativ-

ně rychlého iniciálního nastavení ventilátoru tak, aby bylo dosaženo normokapnie ve velmi krátkém čase.

Při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (např. s ventilátorem SensorMedics 3100B) nelze dechový objem přímo nastavit; velikost dosahovaného dechového objemu lze ovlivnit nastavením generované tlakové amplitudy označované jako ΔP . Nelze ovšem říci, že existuje jednoduchá závislost mezi nastavením parametru ΔP a dosaženým dechovým objemem. Důvodem je to, že velikost generovaného dechového objemu je závislá nejen na velikosti parametru ΔP , ale i na hodnotě impedance respirační soustavy, tj. zejména na průtočném odporu a poddajnosti respirační soustavy.

Existuje-li možnost měření dechového objemu při HFV, je možné při nastavování ventilátoru v iniciální fázi HFV vyjít ze známých hodnot dechových objemů, při kterých je dosahována normokapnie. Například u dospělých pacientů, kteří jsou ventilováni vysokofrekvenčním oscilačním ventilátorem SensorMedics 3100B (SensorMedics, Yorba Linda, California, USA) s ventilační frekvencí 5 Hz, je tento dechový objem 2–2,2 ml · kg⁻¹ [6]. Nutno říci, že tento objem platí pouze tehdy, pokud je nastaven dostatečně vysoký průtok plynu ventilačním okruhem (tzv. Bias Flow), v citované studii okolo 50 l · min⁻¹, aby nedocházelo ke zpětnému vdechování. Rovněž použití jiného ventilátoru může mít vliv na změnu této normokapnické hodnoty dechového objemu. To díky tomu, že transport a výměna plynů při vysokofrekvenční ventilaci závisí mnohem více i na tvaru a parametrech průtokové a tlakové křivky, než je tomu u ventilace konvenční.

Uvedený postup iniciálního nastavení ventilátoru je neporovnatelně výhodnější a mnohem rychleji vede k požadované normokapnii než často jediný, tzv. doporučený, postup nastavení parametru ΔP podle toho, že mechanické kmity hrudníku dosahují při vysokofrekvenční oscilační ventilaci „dostatečné“ velikosti. Samotné nastavení normokapnického dechového objemu prostřednictvím titrace parametru ΔP v závislosti na analýze krevních plynů může být velmi zdlouhavé.

Udržování stabilní ventilace

Se změnou mechanických parametrů respiračního systému dochází u všech komerčně dostupných vysokofrekvenčních ventilátorů zákonitě ke změně generovaného dechového objemu, tedy i alveolární ventilace s následnou změnou parciálních tlaků krevních plynů. To proto, že tyto ventilátory se ve většině případů chovají jako vysokofrekvenční obdoba tlakově řízených konvenčních ventilátorů.

Výstupní (vnitřní) odpor ventilátoru

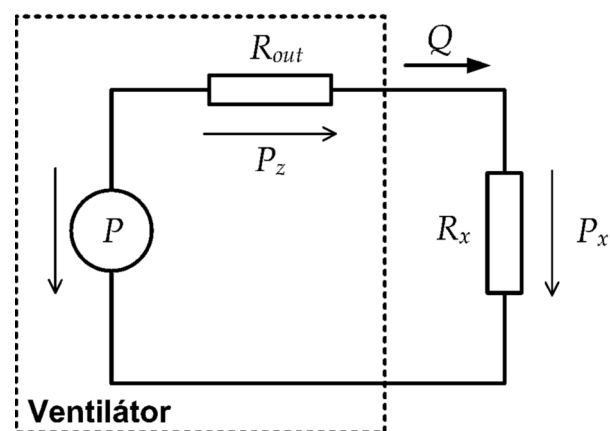
Jak moc se ventilátor chová jako tlakově řízený, nebo zda má alespoň částečně vlastnosti objemově řízené ventilace, závisí na způsobu generování dechového objemu v daném vysokofrekvenčním ventilátoru.

Pokud bychom chtěli být přesní, měli bychom hovořit spíše o generování průtoku, protože výsledný vygenerovaný dechový objem V_T je dán časovou integrací objemového průtoku Q přes celou dobu inspiria T_I (případně expiria T_E) podle vztahu:

$$V_T = \int_{(T_I)} Q(t) dt = - \int_{(T_E)} Q(t) dt.$$

Na způsobu generování průtoku a tedy i generování dechových objemů závisí vlastnosti celého ventilátoru. Způsob, kterým je generován průtok, určuje zejména tvar průtokové křivky v době inspiria a expiria a dále určuje výstupní odpor R_{out} ventilátoru, který se také nazývá vnitřní odpor ventilátoru.

Výstupní odpor ventilátoru (udávaný v kPa · s · l⁻¹) je základním parametrem, který ovlivňuje, jak se změní generovaný dechový objem při připojení pacienta k ventilátoru. Pacient představuje impedanční zátěž, kterou označme R_x . Situace je znázorněna na obrázku 1.



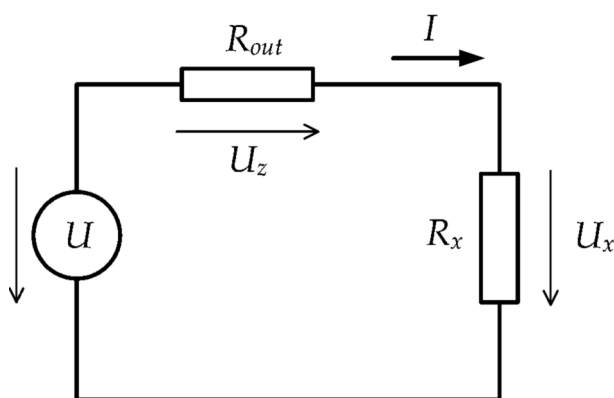
Obr. 1. Schematické znázornění ventilátoru s připojeným pacientem a znázorněnými úbytky tlaku na jednotlivých pneumatických odporech

P – vnitřní zdroj tlaku, P_z – úbytek tlaku na výstupním či vnitřním odporu ventilátoru R_{out} , P_x – úbytek tlaku na zatěžovacím odporu R_x

Ventilátor je reprezentován zdrojem tlaku P a vnitřním pneumatickým odporem ventilátoru (výstupním odporem) R_{out} . Připojený pacient je pak charakterizován průtočným odporem R_x , který je tvořen zejména průtočným odporem dýchacích cest pacienta, použitou endotracheální kanylou a odporem patientského okruhu ventilátoru, tj. přívodního potrubí od ventilátoru k pacientovi.

Než vyšetříme situaci ve ventilátoru, prostudujme nejprve analogickou situaci, kterou vytvoříme jako elektrický obvod podle obrázku 2. Jedná se o zdroj elektrického proudu se zapojenou zátěží na výstupu. Zdroj elektrického proudu je tvořen sériovým spojením zdroje napětí U a vnitřního odporu zdroje R_{out} . Zátěž tohoto zdroje proudu je reprezentována odporem R_x .

Připojením zátěže R_x ke zdroji elektrického proudu (reprezentovaného zdrojem napětí U s relativně velkým vnitřním elektrickým odporem R_{out}) se uzavře obvod, kterým začne procházet elektrický proud I . Sério-



Obr. 2. Elektrická analogie pneumatického náhradního obvodu ventilátoru se zátěží

U – zdroj napětí, U_z – úbytek napětí na výstupním či vnitřním odporu R_{out} zdroje proudu, U_x – úbytek napětí na zatěžovacím odporu R_x

vým spojením obou odporů vznikne napěťový dělič. Následkem toho vznikají na obou odporech úbytky napětí: U_z je úbytek na vnitřním odporu R_{out} a U_x je úbytek na připojeném odporu R_x . Pokud je zdroj proudu „tvrdý“, očekáváme od něj, že připojením zátěže o různé hodnotě odporu R_x nedojde k významné změně proudu obvodem. Toto bude splněno tehdy, když vnitřní odpor R_{out} zdroje proudu bude výrazně větší než připojený odpor R_x zátěže. Generovaný proud má totiž velikost:

$$I = \frac{U}{R_{out} + R_x}$$

Je-li hodnota R_x výrazně menší než hodnota R_{out} , lze odpor R_x vůči odporu R_{out} zanedbat, a můžeme proto psát:

$$I = \frac{U}{R_{out} + R_{out}} \doteq \frac{U}{R_{out}}$$

Takový zdroj proudu se jeví jako tvrdý zdroj, jehož hodnota dodávaného proudu není (téměř) ovlivněna velikostí odporu připojené zátěže.

Mezi pneumatickou soustavou a elektrickým obvodem existuje analogie. Pneumatickou soustavu, např. nakreslenou na obrázku 1, lze nahradit analogickým elektrickým obvodem. Je však nutné najít analogie mezi jednotlivými veličinami. Hlavní analogie jsou tyto: Tlaku P v pneumatických obvodech odpovídá napětí U v obvodech elektrických, objemovému průtoku Q v pneumatických systémech odpovídá elektrický proud I v elektrických obvodech. Tak, jako pro elektrické obvody platí Ohmův zákon:

$$U = R \cdot I,$$

platí analogický vztah i pro pneumatické soustavy:

$$P = R \cdot Q.$$

V prvním případě pro elektrický obvod je konstantou úměrnosti mezi napětím a proudem elektrický odpor, zatímco konstantou úměrnosti mezi tlakem a průtokem v pneumatických systémech je veličina zvaná pneumatický či průtočný odpor. Stejně tak jako analogii Ohmova zákona můžeme použít v pneu-

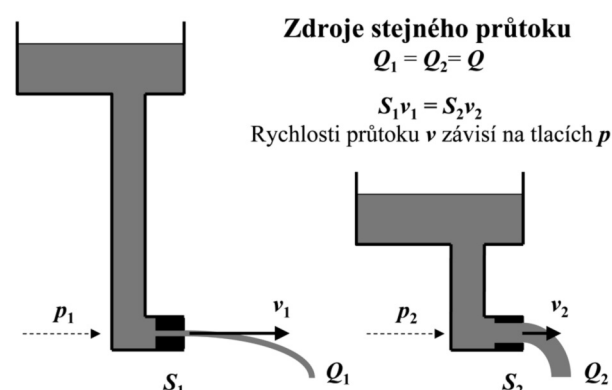
matických systémech i analogie I. a II. Kirchhoffova zákona a případně i analogie dalších zákonů.

Existuje-li analogie mezi obvody na obrázcích 1 a 2, můžeme i tvrzení, které jsme uvedli o tvrdosti zdroje elektrického proudu, aplikovat na pneumatický systém na obrázku 1. Je-li tedy možné zanedbat pneumatický odpor R_x zátěže oproti vnitřnímu pneumatickému odporu R_{out} ventilátoru, lze pro velikost průtoku psát:

$$Q = \frac{P}{R_{out} + R_x} \doteq \frac{P}{R_{out}}.$$

Takový zdroj průtoku se jeví jako tvrdý zdroj, jehož hodnota dodávaného průtoku není (téměř) ovlivněna velikostí pneumatického odporu připojené zátěže. Říkáme také, že se jedná o zdroj s velkým vnitřním (či výstupním) odporem. Naopak, je-li vnitřní odpor zdroje malý, je průtok silně závislý na velikosti odporu připojené zátěže a takový zdroj označujeme jako měkký.

Názornou představu o vlivu zátěže na generovaný průtok je možné sledovat na analogii s průtokem kapaliny v systému s nádrží, jak je uvedeno na obrázcích 3 a 4.

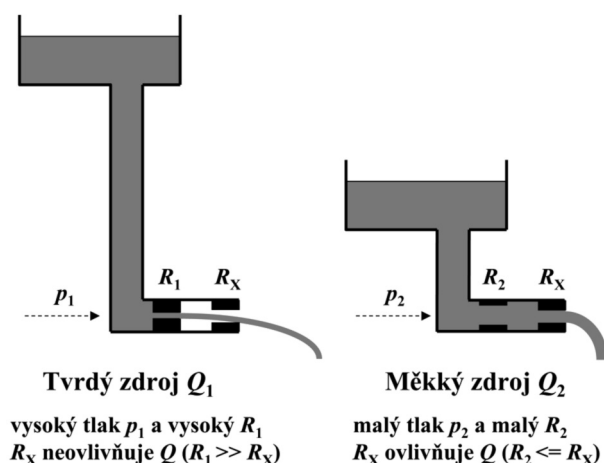


Obr. 3. Zdroje stejného objemového průtoku kapaliny $Q_1 = Q_2 = Q$
 p – hydrostatický tlak kapaliny na úrovni výtokového otvoru závislý na výšce kapaliny, S – plocha výtokového otvoru, v – výtoková rychlost kapaliny

Na obrázku 3 jsou znázorněny dvě nádoby s výtokovými otvory různých velikostí a s různými výškami hladin kapaliny nad těmito výtokovými otvory. Obě soustavy generují stejný objemový průtok (udávaný v litrech za minutu):

$$Q = Q_1 = Q_2$$

Průtok je dán součinem plochy S , kterou kapalina proudí, a rychlostí proudění kapaliny v . V prvním případě na obrázku 3 vlevo je hydrostatický tlak p_1 velký, a proto kapalina proudí výtokovým otvorem mnohem větší rychlostí oproti situaci vpravo, kdy je hydrostatický tlak p_2 malý. Proto, aby kapaliny vytékaly z obou soustav stejným průtokem $Q = Q_1 = Q_2$, je třeba, aby kapalina vytékající velkou rychlostí protékala výtokovým otvorem o malém průměru, zatímco při malé výtokové rychlosti je potřebné, aby pro dosažení stejného objemového průtoku vytékala tekutina velkým výtokovým otvorem.



Obr. 4. Tvrdý a měkký zdroj průtoku a ovlivnění průtoku přidavným odporem R_x
 p – hydrostatický tlak kapaliny na úrovni výtokového otvoru závislý na výšce kapaliny, R_1 a R_2 – vnitřní průtočné odpory zdroje průtoku, R_x – přidavný zatěžovací průtočný odpor

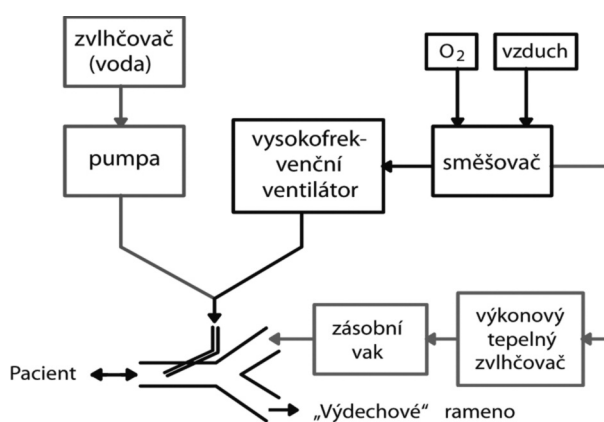
Pokud na výstup těchto „generátorů“ průtoku připojíme další průtočný odpor R_x , projeví se vliv stejného odporu R_x různě u obou systémů. Výtok kapaliny ze systému, který je uveden vlevo na obrázku 4, nebude příliš ovlivněn připojeným průtočným odporem R_x . To proto, že hodnota přidavného odporu R_x je výrazně menší, než je velká hodnota vnitřního odporu R_1 zdroje průtoku. Takový zdroj, který má velký vnitřní odpor, označujeme jako tvrdý zdroj průtoku. Naproti tomu je systém, nakreslený na obrázku 4 vpravo, tvořen malým vnitřním odporem R_2 a hodnota přidavného odporu R_x pak výrazně limituje generovaný průtok. Zdroje s malým vnitřním odporem se označují jako měkké zdroje, protože odpor, připojený na jejich výstup, výrazně ovlivňuje generovaný průtok.

Z hlediska pacienta a parametrů umělé plicní ventilace lze význam „tvrdosti“ ventilátoru vysvětlit následovně: Je-li ventilátor tvrdý, tj. má-li velký vnitřní odpor, nemá změna mechanických parametrů respirační soustavy výrazný vliv na dodávaný dechový objem, ani na tvar průtokové křivky. Nebezpečí ale spočívá v tom, že na překonání velkého odporu může ventilátor vygenerovat poměrně velký tlak, který může být nebezpečný. Takto se chovají klasické objemově řízené ventilátory. Naopak měkký ventilátor, tj. ventilátor s malým vnitřním odporem, je bezpečnější z hlediska tlaků, ale nemusí být schopen udržovat požadovaný ventilační režim. Takovou charakteristiku mají klasické tlakově řízené ventilátory.

Tryskové vysokofrekvenční ventilátory

Uspořádání ventilátoru pro tryskovou ventilaci je uvedeno na obrázku 5. Základem ventilátoru je tryska, která je umístěna buď přímo do trachey, nebo do endotracheální trubice či její speciální spojky. Vysokofrekvenční ventilátor dodává trysekou pneumatické pulzy o velké rychlosti plynu do trachey nebo do endo-

tracheální trubice. Objem inspirovaného plynu tvoří nejen plyn z této trysky, ale i plyn přisávaný z okolí trysky. Přisávaný vzduch proudící vysokým průtokem postranním ramenem bývá zahříván a zvlhčován (na obr. 5 je tato část znázorněna dole). Směšovač zajišťuje, že koncentrace kyslíku je stejná v trysce i v post-ranním rameni, což umožňuje nastavit požadovanou koncentraci kyslíku v inspirovaném plynu. Na obrázku 5 je také znázorněno (vlevo) tzv. zvlhčování do trysky pomocí pumpy, kdy dodávaná zvlhčovací kapalina je insuflačním pulzem rozprášena do dýchacích cest pacienta. Expirium je buď pasivní (spontánní), nebo je do endotracheální trubice umístěna druhá tryska s opačnou orientací, která je v činnosti při expiriu a provádí aktivní expirium.



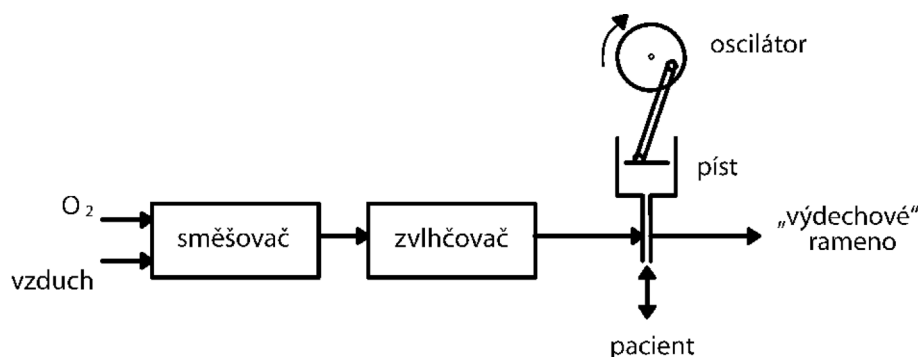
Obr. 5. Schematické znázornění trykové ventilace a jedné z možností zajištění zvlhčování ventilační směsi

S uvažováním principu generování inspiračního průtoku pomocí trysky ústící do trubice, která je na jedné straně otevřená do atmosféry, je zřejmé, že proud trysek dokáže v trubici vyvolat jen omezený tlak. A to i v případě, že je trubice za trysekou neprůchodná, což by odpovídalo úplné obstrukci dýchacích cest. Tryskový ventilátor má proto malý vnitřní odpor a chová se typicky jako tlakově řízený ventilátor.

Nejrozšířenějším typem vysokofrekvenčního trysového ventilátoru je přístroj Bunnell Life Pulse (Bunnell Inc., Salt Lake City, Utah, USA), který je oblíbený zejména v USA a v Kanadě, kde podíl vysokofrekvenční trykové ventilace na používaných typech vysokofrekvenční ventilace v praxi je mnohem větší než v Evropě. K dispozici je i trykový vysokofrekvenční ventilátor české konstrukce Paravent (Elmet, Přelouč, ČR).

Vysokofrekvenční oscilační ventilátory

K vhodným technickým řešením generátoru tlakových změn při vysokofrekvenční oscilační ventilaci patří píst, oscilující membrána nebo přerušovač průtoku plynů. Principiální schéma jednoho zástupce oscilačního ventilátoru, ventilátoru SensorMedics 3100B (SensorMedics, Yorba Linda, California, USA), je uvedeno na obrázku 6.



Obr. 6. Principiální schéma oscilačního vysokofrekvenčního ventilátoru

Podle materiálů společnosti SensorMedics, Yorba Linda, California, USA, dostupné na: www.viasyshealthcare.com.

Technika předpokládá aktivní inspirační i expirační fázi. Pacient je napojen na postranní rameno hlavní trubice, kterou proudí čerstvá zvlhčená ventilační směs (Bias Flow). Tlakové pulzy, generované pístem nebo membránou vysokou oscilační frekvencí, vhánějí ventilační plyn endotracheální trubicí s těsnicí manžetou do pacienta a zpět. Proud čerstvé ventilační směsi v hlavní trubici (Bias Flow) zabraňuje reinspiraci exspirovaného plynu. Na hlavní trubici je několik ventilů, které zajišťují regulaci konstantního středního tlaku v dýchacích cestách a bezpečnost ventilačního režimu pro pacienta. Díky této konstrukci je vnitřní odpor vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru 3100B firmy SensorMedics větší než vnitřní odpor tryskových ventilátorů, a chová se proto jako tvrdší ventilátor ve srovnání s tryskovými ventilátory.

Další typy vysokofrekvenčních ventilátorů

Generování průtoku v inspiriu může být prováděno několika dalšími způsoby, a proto také charakteristiky ventilátorů mohou být zcela odlišné.

Vysokofrekvenčnímu tryskovému ventilátoru se nejvíce blíží systém generující průtok tím, že dochází k otáčení trubičky s otvorem na jejím boku uvnitř rourky, která je napojena přímo na endotracheální kanylu. Trubička s otvorem, napojená na zdroj vysokého tlaku plynu, působí jako tryska a její otáčení kolmo na osu endotracheální kanyly způsobuje cyklické generování inspiračního a expiračního průtoku klasickým tryskovým mechanismem. Zástupcem ventilátorů, které pracují na tomto principu, je SLE 2000 (SLE Ltd., Surrey, UK). Výstupní odpor tohoto ventilátoru je podobný tryskovým ventilátorům.

Objemově řízené vysokofrekvenční ventilátory Hafin 01 a Hafin-A (experimentální ventilátory české konstrukce zkonstruované autory, jejich spolupracovníky a firmou Elmet, Přelouč, ČR) jsou technicky řešeny jako tvrdý zdroj průtoku plynu v inspiriu, tj. tak, jak bylo uvedeno na obr. 1, kdy hodnota vnitřního odporu (výstupního odporu) R_{out} je mnohem vyšší než uvažované hodnoty zatěžujícího odporu R_x . Ventilátory tohoto typu se někdy označují zkratkou HFFI z anglického High-Frequency Flow Interruption. V expiriu tento

ventilátor pracuje obdobně jako tryskový ventilátor. V inspiriu se tedy Hafin chová jako zdroj konstantního průtoku Q , přičemž velikostí tohoto průtoku a délkou inspiria T_I je jednoznačně určen generovaný dechový objem V_T :

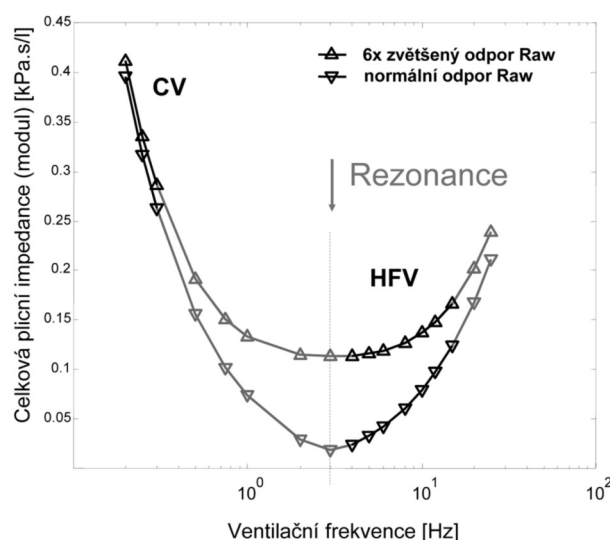
$$V_T = Q \cdot T_I$$

Objemově řízená vysokofrekvenční ventilace odstraňuje závažný nedostatek všech výše uvedených režimů vysokofrekvenční ventilace, kterým je právě nemožnost nastavení požadovaného dechového objemu na všech komerčně dostupných ventilátorech. U nich doposud neexistuje ani dostatečně přesné měření generovaného objemu, což vylučuje i možnost jeho rychlého nastavování a následného udržování.

Impedance respirační soustavy při vysokofrekvenční ventilaci

V předchozích odstavcích byly popsány charakteristiky vysokofrekvenčních ventilátorů, zejména jejich výstupní odpor. Podle odstavce Výstupní (vnitřní) odpor ventilátoru lze odhadnout stabilitu ventilačního režimu, pokud známe impedanci respirační soustavy a její změny se změnou parametrů respirační soustavy.

Všimněme si rozdílu vlivu změny jednotlivých parametrů respirační soustavy na její celkovou impedanci při konvenční a vysokofrekvenční ventilaci.



Obr. 7. Závislost velikosti modulu impedance respirační soustavy dospělého člověka na ventilační frekvenci pro normální a výrazně zvýšenou hodnotu průtočného odporu R_{aw} dýchacích cest CV – konvenční ventilace, HFV – vysokofrekvenční ventilace, R_{aw} – odpor dýchacích cest

Průběh impedance v závislosti na ventilační frekvenci je uveden na obrázku 7 pro normální hodnotu průtočného odporu respiračního systému a pro hodnotu odporu výrazně zvýšenou. Výsledek je získán pomocí matematického modelu respirační soustavy dospělého člověka [7].

Z obrázku 7 je patrné, že změna průtočného odporu respirační soustavy má mnohem větší vliv na celkovou plicní impedanci při vysokofrekvenční ventilaci, zatímco při konvenční ventilaci je rozdíl minimální. Z toho ovšem vyplývá, že pokud je pacient připojen na tlakový ventilátor, tj. ventilátor s malým vnitřním odporem, způsobí změna průtočného odporu respirační soustavy mnohem výraznější změnu dodávaného dechového objemu při HFV než stejná změna odporu respirační soustavy při konvenční ventilaci.

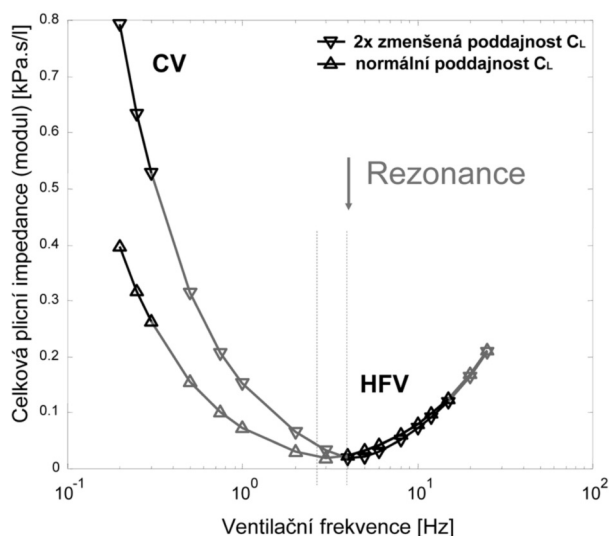
Průběh impedance respirační soustavy v závislosti na ventilační frekvenci na obrázku 8 ukazuje vliv snížení poddajnosti respiračního systému na tuto veličinu. Narozdíl od odporu má změna poddajnosti mnohem větší vliv na impedanci pro frekvence odpovídající konvenční ventilaci, zatímco pro frekvence spadající do oblasti vysokofrekvenční ventilace je vliv změny plicní poddajnosti na celkovou impedanci plic nevýrazný. Je-li proto pacient, u kterého dochází ke změně poddajnosti plic, připojen na tlakový ventilátor (ventilátor s malým výstupním odporem), způsobuje tato změna poddajnosti daleko větší změny generovaného dechového objemu při konvenční ventilaci než při ventilaci vysokofrekvenční.

Vzhledem k tomu, že běžné vysokofrekvenční ventilátory se svým malým vnitřním odporem podobají tlakovým ventilátorům, projevuje se změna průtočného

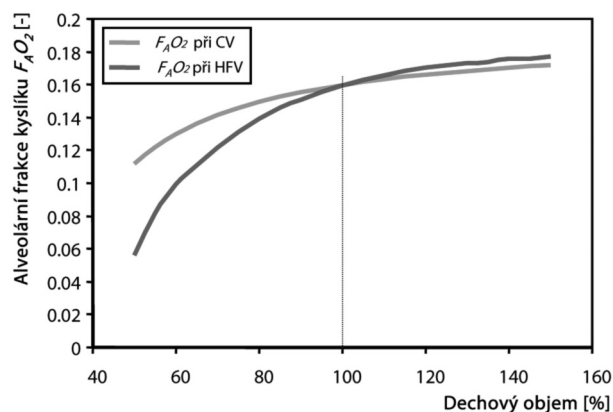
odporu a poddajnosti respirační soustavy výše uvedeným způsobem. To znamená, že efekt těchto změn je pro konvenční a vysokofrekvenční ventilaci obrácený: Zatímco při konvenční ventilaci má na změnu dodávaného dechového objemu vliv zejména změna poddajnosti, tak při vysokofrekvenční ventilaci má na nestabilitu režimu hlavní vliv změna odporu dýchacích cest. Změna poddajnosti při vysokofrekvenční ventilaci má malý vliv na dosahovaný dechový objem. Tento závěr je zcela v souladu s klinickými zkušenostmi autorů.

Vliv dechového objemu na oxygenaci

Hovoříme-li o dechovém objemu při HFV, má tento parametr ještě jeden význam. Velikost V_T totiž částečně určuje i oxygenaci. Při konvenční ventilaci není tento efekt příliš patrný, ale při HFV může hrát podstatnou roli. Zejména v podmínkách hyperkapnie (a to i permisivní) často dochází při HFV i k hypoxii právě vlivem tohoto efektu. Podívejme se na graf na obrázku 9, na kterém je zakreslena alveolární frakce kyslíku v závislosti na velikosti dechového objemu. Velikost dechového objemu 100 % odpovídá normokapnickému V_T při CV i HFV. Všimněme si, že pohybujeme-li se s dechovým objemem v okolí jeho normokapnické hodnoty při CV, nedochází k podstatné změně alveolární frakce kyslíku a následně ani oxygenace krve. V případě HFV, zejména při snižování dechového objemu oproti jeho normokapnické hodnotě, dochází k výraznému poklesu alveolární frakce kyslíku, a tím i k poklesu oxygenace. Tento efekt je nutné při aplikaci HFV brát v úvahu.



Obr. 8. Závislost velikosti modulu impedance respirační soustavy dospělého člověka na ventilační frekvenci pro normální a výrazně sníženou hodnotu poddajnosti respirační soustavy C_L . CV – konvenční ventilace, HFV – vysokofrekvenční ventilace, C_L – poddajnost respirační soustavy



Obr. 9. Vliv změny dechového objemu na alveolární frakci kyslíku při konvenční a vysokofrekvenční ventilaci. Změna dechového objemu je vyjádřena v procentech normokapnického dechového objemu dospělého člověka, který je 500 ml při konvenční ventilaci s ventilační frekvencí 0,2 Hz a 160 ml při HFV s ventilační frekvencí 5 Hz. CV – konvenční ventilace, HFV – vysokofrekvenční ventilace, F_AO_2 – frakce kyslíku v alveolárním plynu

Závěr

Dechový objem je jedním z parametrů, který má při vysokofrekvenční ventilaci značný význam. Monitorování dechového objemu v iniciální fázi vysokofrekvenční umělé plicní ventilace umožňuje rychlé dosažení normokapnie. Vzhledem k tomu, že dechový objem generovaný ventilátorem závisí mimo jiné i na vztahu impedancí ventilátoru a respiračního systému pacienta, je i stabilita ventilačního režimu na těchto parametrech závislá. Přitom změny impedance respirační soustavy mají na dosahovaný dechový objem odlišný vliv při konvenční a při vysokofrekvenční ventilaci. Kromě toho je dechový objem při vysokofrekvenční ventilaci dalším parametrem, který ovlivňuje oxygenaci. Požadavek na kontinuální monitorování dechového objemu při vysokofrekvenční ventilaci je proto zcela legitimní a nutný k racionálnímu a efektivnímu řízení této nekonvenční ventilační techniky.

Literatura

1. Bollen, W. C., Gijs, Th. J., Sherry, T. High Frequency Oscillatory ventilation compared with conventional mechanical ventilation in adult respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *Critical Care*, 2005, 9, p. R430–R439.
2. David, M., Weiler, N., Heinrichs, W. et al. High frequency oscillatory ventilation in adult acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med.*, 2003, 29, 10, p. 1629–1631.
3. Mehta, S., Lapinsky, S. E., Hallett, D. C. et al. Prospective tri-

al of HFO in adults with acute respiratory distress syndrome. *Crit. Care Med.*, 2001, 29, 7, p. 1360–1369.

4. Derdak, S., Mehta, S., Stewart, T. et al. HFOV for acute Respiratory Distress Syndrome in Adults. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 2002, 166, p. 801–808.
5. Ortiz, R. M., Cilley, R. E., Bartlett, R. H. Extracorporeal membrane oxygenation in pediatric respiratory failure. *Pediatr. Clin. North. Am.*, 1987, 34, 1, p. 39–46.
6. Pachi, J., Roubík, K., Waldauf, P., Fric, M., Záborský, V. Normocapnic high-frequency oscillatory ventilation affects differently extrapulmonary and pulmonary forms of acute respiratory distress syndrome in adults. *Physiological Research*, 2006, 55, 1.
7. Rožánek, M., Roubík, K. *Influence of The Changes in Pulmonary Mechanics upon the Suitability of Artificial Lung Ventilation Strategy*. Biomedical Engineering [CD-ROM]. Zürich : Acta Press, 2004, p. 417–132.
8. Pachi, J., Brož, L., Kripner, J., Fric, M., Roubík, K. et al. Initial Optimal HFOV Continuous Distension Pressure in Prone in a Paediatric Burn: Case Report. *Burns*, 2004, 30, 2, p. 192–196.

Práce byla podporována grantem MSM 6840770012.

Došlo 6. 9. 2008.

Přijato 7. 12. 2008.

Adresa pro korespondenci:

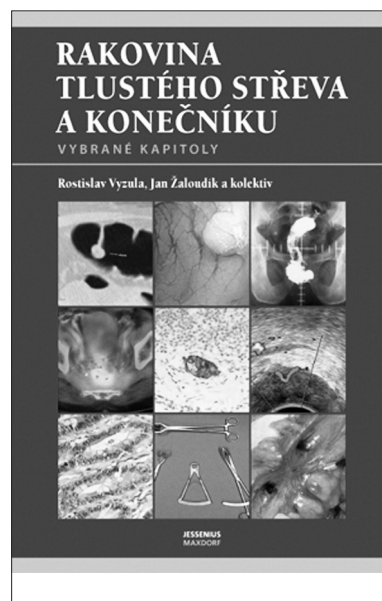
Doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. Sítná 3105

272 01 Kladno

e-mail: roubik@fbmi.cvut.cz



RAKOVINA TLUSTÉHO STŘEVA A KONEČNÍKU (Vybrané kapitoly)

Rostislav Vyzula, Jan Žaloudík a kolektiv

Rakovina tlustého střeva a konečníku je jednou z hlavních příčin mortality na rakovinu a navzdory různým snahám o preventivní programy je stále významnějším zdravotním problémem. Kniha se podrobně zabývá běžnými otázkami spojenými s epidemiologií, diagnostikou a léčbou, ale hlavně klade důraz na méně známé diagnosticko-léčebné postupy, moderní možnosti a výhledy do budoucnosti. Jde o netradiční publikaci s nadčasovým obsahem, aktuálním i v průběhu dalších let, která se může stát důležitou základnou pro další, podrobnější studium jednotlivých oblastí. Tato kniha je přínosem pro každého, kdo má zájem maximálně pomoci nemocným s kolorektální rakovinou, protože nabízí nové pohledy a možnosti, které nejsou součástí běžné odborné literatury.

Vydalo nakladatelství Maxdorf v roce 2007, 288 stran, formát: B5, váz., cena 695 Kč, Edice Jessenius, ISBN: 978-80-7345-140-0.

Objednávky můžete posílat na adresu: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz.

Na objednávce laskavě uveďte i jméno časopisu, v němž jste se o knize dozvěděli.