

CONTINUOUS FLOW VENTILATORY SUPPORT WITH MULTIJET INSUFFLATION CATHETER. PHYSICAL, MATHEMATICAL AND CLINICAL PREREQUISITES AND PRINCIPLES

TOROK P, MAJEK M, KOLNIK J

VENTILAČNÁ PODPORA KONTINUÁLNYM PRIETOKOM VIACDÝZOVÝM INSUFLAČNÝM KATÉTROM. FYZIKÁLNE, MATEMATICKÉ A KLINICKÉ PREDPOKLADY A PRINCÍPY

Abstract

Torok P, Majek M, Kolnik J:
Continuous flow ventilatory support with multijet insufflation catheter. Physical, mathematical and clinical prerequisites and principles
 Bratisl Lek Listy 2000; 101 (2): 78–84

The authors present theoretical principles of a new ventilatory support continuous flow ventilatory support (CFVS) with multijet insufflation catheter (MIC).

Theoretical part of the presented work reasons the need of this type of ventilatory support and explains basic mathematical and physiologic principles of described mechanical ventilation method and reveals the advantages of continuous flow ventilatory support with multijet insufflation catheter in comparison with terminal eye catheter. Physical and mathematical analysis on a model of lungs in static and dynamic conditions revealed that the difference in the value of maximal inspiratory pressure is significantly higher in the system with terminal eye catheter and confirmed that the CFVS application with multijet insufflation catheter is connected with minimal risk of barotrauma by gas flow up to 20–26 l/min.

The paper concludes that continuous flow ventilatory support with multijet insufflation catheter is more efficient with the possibility of significantly higher gas flow application than with terminal eye catheter and without the risk of pressure rise in the airways and without rise of breathing work. (Fig. 10, Ref. 11.)

Key words: ventilatory support, continuous flow ventilatory support, multijet insufflation catheter.

Abstrakt

Török P, Májek M., Kolník J:
Ventilačná podpora kontinuálnym prietokom viacdýzovým insuflačným katétrom. Fyzikálne, matematické a klinické predpoklady a princípy
 Bratisl. lek. Listy, 101, 2000, č. 2, s. 78–84

Autori v práci opisujú teoretické základy novej metódy ventilačnej podpory, ktorú nazvali ventilačná podpora kontinuálnym prietokom viacdýzovým insuflačným katétrom (VIK^R).

V teoretickej časti zdôvodňujú potrebu tohto spôsobu ventilačnej podpory a vysvetľujú základné matematické a fyziologické princípy opisovaného spôsobu umelej ventilácie pľúc a poukazujú na výhody aplikácie ventilačnej podpory kontinuálnym prietokom (VPKP) viacdýzovým insuflačným katétrom (VIK^R) v porovnaní s katétrom s terminálnym otvorom. Fyzikálnou a matematickou analýzou na modeli umelých pľúc v statickom a dynamickom režime zistili, že rozdiel v hodnote maximálneho inspiračného tlaku je podstatne vyšší v systéme s katétrom s terminálnym otvorom a potvrdili, že pri aplikácii VPKP viacdýzovým insuflačným katétrom je riziko barotraumu pri prietoku plynov do 20–26 l/min minimálne.

Záverom konštatujú, že ventilačná podpora kontinuálnym prietokom viacdýzovým insuflačným katétrom je efektívnejšia a možno použiť podstatne vyšší prietok plynov ako pri použití katétra s jedným terminálnym otvorom bez rizika zvyšovania tlaku v dýchacích cestách a bez zvyšovania dychovej práce. (Obr. 10, lit. 11.)

Kľúčové slová: ventilačná podpora, ventilačná podpora kontinuálnym prietokom, viacdýzový insuflačný katéter.

Department of Anesthesiology and Resuscitation, General Hospital, Vranov nad Topľou, stsllovak@psgnetbask
 Department of Anesthesiology and Intensive Medicine, Derer University Hospital, Bratislava, and Department of Anesthetical and Respiratory Technique Construction Chirana-Prema, a.s., Stara Tura
Address for correspondence: M. Majek, MD, PhD, Department of Anesthesiology and Intensive Medicine, Derer University Hospital, Limbova 5, SK-833 05 Bratislava 37, Slovakia.
 Phone: +421.7.5477 3049

Anestéziologicko-resuscitačné oddelenie Nemocnice s poliklinikou vo Vranove nad Topľou, Klinika anestéziológie a intenzívnej medicíny Fakultnej nemocnice s poliklinikou akad. L. Déreera v Bratislave a Odbor konštrukcie anestetickéj a dýchacej techniky Chirana-Prema, a.s., v Starej Turej
Adresa: Doc. MUDr. M. Májek, CSc., Klinika anestéziológie a intenzívnej medicíny FNŠP akad. L. Déreera, Limbová 5, 833 05 Bratislava 37.

Ventilačná podpora sa vo všeobecnosti definuje ako spôsob umelej ventilácie pľúc (UVP), pri ktorom časť ventilačnej práce vykonáva pacient svojím ventilačným úsilím a časť ventilátor svojou prácou.

Klasická aplikácia ventilačnej podpory obvykle využíva princíp striedavého prietoku plynov v dýchacích cestách. V systéme ventilátor—pacient potom každý prvok systému zabezpečuje svoj podiel na výmene plynov striedavým prietokom plynov (inspirium/exspirium). Prietok plynov pri spontánnom inspiriu a inspiriu zabezpečovanom ventilátorom môže byť **synchronizovaný a synergický**, ako napr. vo ventilačnom režime klasickej formy tlakovej podpory, keď je podiel minútovej ventilácie (MV) z ventilátora a podiel MV generovaný spontánnym úsilím zabezpečovaný synergicky pri rovnakej frekvencii (oba prvky systému súčasne zabezpečujú inspiriu a expiriu), alebo **synchronizovaný a nesynchronický**, napr. vo ventilačnom režime synchronizovanej intermitentne zástupovej ventilácii (SIMV), keď pacient ventiluje inou frekvenciou ako ventilátor, ale pri zabezpečovaní podielu MV ventilátorom je vždy prítomný synchronizovaný režim. **Nesynchronizovaný** prietok plynov sa generuje napr. pri vysokofrekvenčnej ventilácii (VFV), keď ventilátor i pacient pri zabezpečovaní podielov MV vzájomne nesynchronizujú.

Princípy eliminácie plynov kontinuálnym prietokom

Mnoho rokov je známe, že pri tzv. apnoickej oxygenácii po denitrogenácii pľúc stačí na zabezpečenie adekvátnej oxygenácie, i keď samozrejme len prechodne, privádzať O_2 katétrom kontinuálnym prietokom ku karine trachey. Je logické, že CO_2 v artériovej krvi sa zvyšuje rýchlosťou približne $0,2 \text{ kPa/min}$ ($1,5\text{--}2,6 \text{ torr/min}$). Z tohto poznania vyplýva, že apnoická oxygenácia sa môže realizovať aj bez klasickej funkcie hrudného koša, ktorou sa zabezpečuje ventilácia, t.j. striedanie prietoku plynov v dýchacích cestách. Problémom sa stáva eliminácia CO_2 , a to nielen pri poruchách alveolo-kapilárnej membrány alebo zvýšenom pľúcnom skrate (Q_s/Q_t).

Eliminácia CO_2 z pľúc sa dá teda zabezpečiť nielen prerušovaným, ale aj kontinuálnym prietokom plynov, no za podmienky jeho dostatočnej hodnoty. Aj pri prerušovanom prietoku plynov nebude frekvencia pri hodnotách, keď už prietok plynov možno považovať za kontinuálny (fyzikálne registrovateľné zmeny prietoku, ktoré môžu byť vyvolané napr. meniacim sa odporom dýchacích ciest, sú klinicky bezvýznamné) rozhodujúca, pretože existujú definované závislosti medzi minútovou ventiláciou a frekvenciou (Brychta, 1983). Za predpokladu, že frekvencia ventilácie je nekonečná ($f=\infty$) a zmeny tlaku kolísajú okolo hodnoty atmosférického tlaku, bude prietok plynov konštantný. Aplikovaný ventilačný režim nazvali Brychta (1983) a Török (1989) ventiláciou kontinuálnym prietokom.

Eliminácia CO_2 prerušovaným prietokom pri ľubovoľnej frekvencii

Známou závislosťou medzi minútovou ventiláciou (teda elimináciou CO_2) definuje ventilačná rovnica, ktorej schematické vyjadrenie je na obrázku 1 (Brychta, 1983; Török, 1989, 1992). Vzťah je však definovaný pri konštantnom anatomickom mŕtvom priestore (VDA). V klinickej praxi možno ventilačnú rovnicu aplikovať len u konkrétneho pacienta, keď pri frekvencii ventilácie f_1 a danej hodnote VDA sa dosiahne určitá hodnota $paCO_2$. Zvýšenie frekvencie ventilácie z hodnoty f_1 na f_2 vyvolá zmenu MV, ktorá zodpovedá

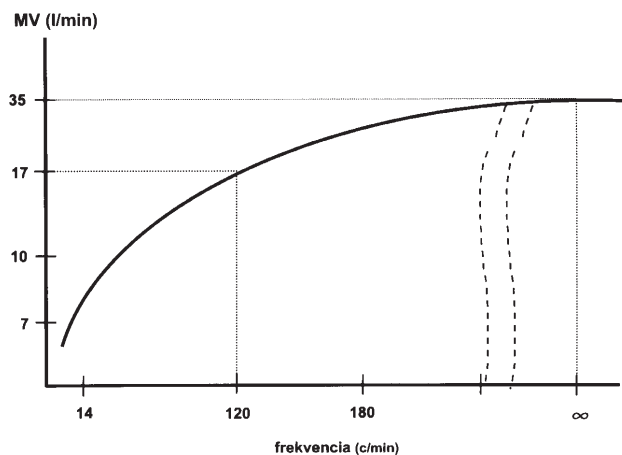


Fig. 1. Ventilatory equation — graphic presentation of the relation between frequency and minute ventilation (modified according to Brychta, 1983).

Obr. 1. Ventilačná rovnica — grafické znázornenie vzťahu frekvencie a minútovej ventilácie (modifikované podľa Brychtu, 1983).

novej hodnote $paCO_2$ pri frekvenciu f_2 . Hodnota MV však bude správna len vtedy, keď VDA nezmenil. Pri zmene VDA (napr. intubácia) nebude výpočet MV pre frekvenciu f_2 úplne presný.

V literatúre sú publikované práce (Stressemann, 1969; Slutsky, 1988; Belghith, 1995; Hurewicz, 1991; Brampton, 1993; Crespo, 1996), ktoré opisujú systém kontinuálnej aplikácie kyslíka do trachey pri patofyziologických zmenách, idúcich so stúpaním pomeru fyziologického mŕtveho priestoru (VDF) a respiračného objemu (VD/VT), ako napr. pri ARDS. Cieľom metódy, ktorú väčšina autorov označuje ako *tracheal gas insufflation* (TGI), je zabezpečiť výmenu plynov predovšetkým v anatomickom mŕtvom priestore (VDA), čím sa zníži podiel jeho ventilácie vo vzťahu k respiračnému objemu (VT). Pri definovaní hodnoty respiračného objemu ventilátora sa potom VDA nemusí brať do úvahy, nastavené hodnoty VT môžu byť menšie, čím sa významne zníži riziko barotraumy v dôsledku nižších maximálnych inspiračných tlakov v dýchacích cestách ($P_{aw \max}$).

Významným klinickým nedostatkom tohto spôsobu ventilácie je potreba aplikácie relatívne vysokého prietoku plynov ($4\text{--}12 \text{ l/min}$) tenkým, len $1\text{--}2 \text{ mm}$ hrubým katétrom, takže tlak potrebný na pohon plynov je oveľa vyšší ako 10 kPa , čo je hodnota, ktorá značne presahuje odporúčanú bezpečnostnú hranicu, pri ktorej je riziko deštrukcie pľúcneho parenchymu so vznikom barotraumy minimalizované (MacIntyre, 1996).

Pri zavedení katétra cez intubačnú kanylu sa súčasne zvyšuje dynamický odpor v expiriu a pri prietokoch vyšších ako 10 l/min sa v dýchacích cestách (DC) generuje kontinuálne pozitívny tlak, ktorý prispieva k zvyšovaniu maximálnych inspiračných tlakov, čím sa vlastne neguje primárny zmysel použitej metódy — efektívna ventilácia pri najmenších možných inspiračných a expiračných tlakoch v dýchacích cestách.

Kontinuálny prietok plynov — technické riešenie

Pri vysokom prietoku plynov katétrom s jedným terminálnym otvorom zavedeným do trachey sa v pneumatickom systéme

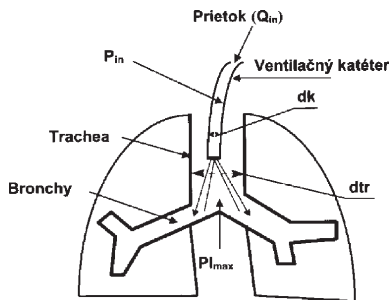


Fig. 2. Graphic presentation of mathematical relation for calculation of PI_{max} .
Obr. 2. Grafické znázornenie matematického vzťahu pre výpočet PI_{max} .

dýza—trachea generuje prídavný (okrem hlavného prietoku z insuflačného katétra) prietok plynov, ktorého smer je vždy distálny. Prietok plynov na jednej strane sice prispieva pri spontánnom ventilačnom úsilí k inšpiriu, na strane druhej však v expíriu bude smer prietoku plynov opačný, ako je smer prietoku plynov pri spontánnom expíriu. U apnoických pacientov sa v dýchacích cestách generuje kontinuálny pozitívny tlak (PI_{max}), ktorého hodnota je za predpokladu nulového prídavného prietoku v DC úmerná pomeru druhej mocniny vnútorného priemeru katétra a trachey, veľkosti pohonného tlaku, ktorý závisí od prietoku a odporu katétra (obr. 2). Všeobecné matematické vyjadrenie je dané vzorcom:

$$PI_{max} = k_{in} * P_{in} * \frac{dk^2}{dtr}$$

PI_{max} — tlak v tracheobronchiálnom systéme (pri maximálnej záťaži) — statický tlak, k_{in} — prietoková konštanta (0,2—0,7) závislá od prietoku, P_{in} — tlak v insuflačnom katétri, dk — vnútorný priemer katétra (mm), dtr — vnútorný priemer trachey (mm).

Pri spontánnej insuficientnej ventilácii sa pri kontinuálnom prietoku plynov z katétra s jedným terminálnym otvorom sice znižuje inšpiračné úsilie (prietok plynov je synergický), ale na druhej strane pri prietoku plynov opačným smerom vzniká pri spontánnom expíriu pneumatický odpor a zvyšuje na expiračný tlak aj v distálnych dýchacích cestách (PE_{max}). Tlakové zmeny v dýchacích cestách a v hrudnej dutine sú analogické, hoci čiastočne modifikované, ako pri ventilačnom režime s pozitívnym tlakom v dýchacích cestách v expíriu (*expiratory positive airway pressure* — EPAP). Hodnota PE_{max} závisí od hodnoty prietoku plynov pri spontánnom expíriu a od výkonu systému dýza (katéter)—trachea charakterizovaného konštantným prietokom. Tlak v expíriu v určitých situáciách dosahuje hodnoty niekoľkých kPa, čo je fyzikálny jav limitujúci aplikáciu tejto metódy alebo použitie takej hodnoty prietoku plynov katéterom, ktorú možno z hľadiska eliminácie CO_2 považovať za optimálnu. Pre klinické podmienky je dôležité, že čím vyšší je expiračný prietok plynov pri spontánnej ventilácii a čím vyšší je PI_{max} , resp. prietok plynov pri spontánnej ventilácii, tým vyšší PE_{max} sa generuje v expíriu (obr. 3).

Z týchto fyzikálnych vzťahov vyplýva, že katéter s jedným terminálnym otvorom sa môže použiť len pri nižších prietokoch plynov, čo však zrejme nebude stačiť na ventilačnú podporu pri

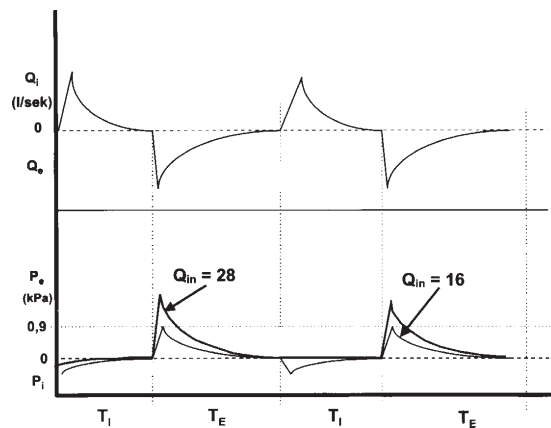


Fig. 3. Changes of PI_{max} and PE_{max} by gas flow of 16 L/min and 28 L/min in spontaneous ventilation with V_t 400 ml.

Obr. 3. Zmeny PI_{max} a PE_{max} pri prietoku plynov 16 l/min a 28 l/min pri spontánnej ventilácii s $V_T = 400$ ml.

ťažkých formách respiračného alebo ventilačného zlyhávania. Môže však byť adekvátna u hranične respiračne a/alebo ventilačne insuficientných pacientov, ktorým obyčajne stačí zlepšiť výmenu plynov v anatomicom mŕtvom priestore, ako napr. pri TGS.

Teória funkcie viacdýzového insuflačného katétra

V snahe eliminovať uvedené nedostatky pri ventilačnej podpore katéterom s jedným terminálnym otvorom autori vyvinuli komplexný technický systém s možnosťou jeho klinickej aplikácie, ktorý okrem zabezpečenia parciálnej výmeny plynov vo VDA umožňuje aplikovať vyššie prietoky plynov do tracheálneho priestoru bez rizika vzniku barotraumy, negatívnych dynamických tlakových účinkov a dovoľuje výmenu plynov nielen v anatomicom mŕtvom priestore, ale aj v pľúcach. Tento spôsob výmeny plynov v pľúcach nazvali: ventilačná podpora kontinuálnym prietokom viacdýzovým insuflačným katéterom.

Metóda ventilačnej podpory kontinuálnym prietokom a jej technické riešenie sú chránené patentom v SR a umožňujú okrem iného eliminovať aj negatívne účinky TGS a v klinickej praxi je metóda použiteľná aj bez potreby klasickej orotracheálnej alebo nazotracheálnej intubácie (Török, 1998).

Vo väčšine klinických situácií pri insuficientnej spontánnej ventilácii buď nie je žiaduce, aby vznikal pozitívny tlak v expiračnej fáze ventilačného cyklu, alebo ak je indikované zvýšenie tlaku v expíriu, jeho fyzikálny princíp má byť iný ako protismerne pôsobenie prietoku plynov v dýchacích cestách. Vývojom a výrobou technického zariadenia chráneného patentovým úradom SR a jeho klinickou aplikáciou sa nám podarilo eliminovať zásadné nedostatky, ktoré sa vyskytujú pri používaní katétra s jedným terminálnym otvorom, a to bez potreby znižovať prietok plynov až na hodnoty, pri ktorých už nebude ventilačná podpora efektívna. Schéma technického zariadenia, ktoré sme nazvali „viacdýzový insuflačný katéter“ (VIK^R), je na obrázku 2.

Princípom technického riešenia je viacdýzová hlavica umiestnená na konci insuflačného katétra. V jej telese je umiestnených

6—8 dýz, ktoré v uhloch 20—30 stupňov smerujú proximálne a distálne. Pri prietoku plynov insuflačným katétrom vzniká v trachei protismerne rozdelený prietok plynov smerom distálnym, t.j. do bronchov, a smerom proximálnym, t.j. do laryngeálnej časti trachey (obr. 4).

Pri spontánnej ventilácii je plyn prúdiaci do tracheobronchiálneho stromu z atmosféry „brzdený“ energiou vznikajúcou pri prúde plynov z proximálne smerujúcich dýz, no súčasne je poháňaný energiou prietoku plynov z distálne smerujúcich dýz. V prípade, že „proximálne“ a „distálne“ dýzy majú rovnaký rozmer a je ich rovnaký počet, výsledná energia pôsobiaca na prietok plynov pri spontánnom inspiriu a expiriu je nulová. Pri takomto mechanizme a funkčnom usporiadaní viacdýzového insuflačného katétra nevzniká v expiriu vysoký PE_{max} alebo PI_{max} ani pri relatívne vysokom prietoku plynov katétrom.

Zmenou počtu alebo rozmerov dýz sa dá meniť prevaha prietoku a pôsobenia síl v trachey a podľa povahy ochorenia a klinických potrieb, zvýšiť alebo znížiť energiu plynov prúdiacich z dýz v niektorom smere.

Princípy ventilácie kontinuálnym prietokom plynov

Podľa veľkosti prietoku plynov katétrom (Q_{in}), sa z hľadiska patofyziologického a/alebo fyzikálneho môže ventilácia s kontinuálnym prietokom plynov rozdeliť na tri základné spôsoby s rôznym pomerom rozdelenia ventilačnej práce medzi ventilátor a pacienta.

Ventilačný režim **pri vysokom prietoku plynov** Q_{in} (30—60 l/min) je v podstate **ventilácia kontinuálnym prietokom** v užšom slova zmysle a svojimi fyzikálnymi charakteristikami je analógická apnoickej oxygenácii s tým rozdielom, že vysoký prietok plynov zabezpečí elimináciu CO_2 dlhší čas. Ventilačná práca sa kompletne zabezpečuje ventilátorom, pacient môže byť apnoický. Klinická aplikácia vysokých prietokov však prináša množstvo technických a klinických problémov, a preto rutinné klinické využitie považujeme za dosť problematické.

Pri použití stredných prietokov Q_{in} (od 10—30 l/min) sa ventilačný režim môže charakterizovať ako **ventilačná podpora kontinuálnym prietokom**, pri ktorom sa zlepšuje výmena plynov dvoma mechanizmami: vlastnou ventilačnou podporou, pri ktorej je časť ventilačnej práce zabezpečená ventilátorom, jednak zlepšením výmeny plynov v časti alebo v celom (podľa veľkosti prietoku z insuflačného katétra) anatomickom mŕtvom priestore. Spontánna, hoci aj insuficientná ventilácia, však musí byť prítomná.

Pri nízkych prietokoch Q_{in} (4—12 l/min) sa zabezpečuje parciálna výmena plynov v časti anatomického mŕtveho priestoru, čo zlepšuje elimináciu CO_2 a oxygenáciu, najmä pri hraničných formách ventilačného alebo respiračného zlyhávania a v podstate zodpovedá ventilačnej podpore v literatúre označovanej ako TGI (tracheal gas insufflation) (Stresseman, 1969; Slutsky, 1988; Belgith, 1995; Hurewicz, 1991; Brampton, 1993; Crespo, 1996). Jej nevýhody sme už opísali.

Parciálna eliminácia plynov v anatomickom mŕtvom priestore a jej vplyv na výmenu plynov v pľúcach

Pri ventilačnej podpore hraničných foriem ventilačného a/alebo respiračného zlyhávania možno využiť „fyziologickú rezervu“, ktorú tvorí anatomický mŕtvy priestor (VDA). Pri výmene plynov

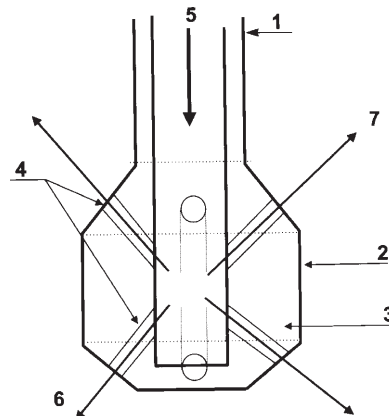


Fig. 4. Scheme of insufflation catheter (1) with 6—8 jets (4) directed distally and proximally. The flow of gases (5) through the jets causes opposite gas flow i.e. distally from the bronchi (6), and proximally from the laryngeal part of the trachea.

Obr. 4. Schéma insuflačného katétra (1) s viacdýzovou hlaviciou (2), v ktorej je umiestnených 6—8 dýz (4) smerujúcich distálne a proximálne. Pri prietoku plynov (5) dýzami vzniká protismerne rozdelené prúdenie plynov, t.j. distálne do bronchov (6) a proximálne do laryngeálnej časti trachey (7).

sa dá však využiť len časť anatomického mŕtveho priestoru tvorená nazoorálnou časťou DC, laryngom, tracheou s bifurkáciou a hlavnými bronchami. Táto časť anatomického mŕtveho priestoru (V_{DAX}) tvorí približne 2/3 VDA.

Za predpokladu, že $V_T = 0,55$ l a $V_{DA} = 2$ ml/kg u 75 kg dospelého človeka (150 ml), alveolárna ventilácia (V_A) pri frekvencii ventilácie $f = 15$ d/min bude:

$$V_A = (V_T - VDA) * f (0,55 - 0,15) * 15 = 6 \text{ l/min.}$$

Pri výmene objemu 100 ml (2/3 VDA) v V_{DAX} alveolárna ventilácia bude:

$$(0,55 - 0,05) * 15 = 7,5 \text{ l/min;}$$

hodnota, ktorá je o 20 % vyššia ako v prípade aplikácie klasického ventilačného režimu s ventiláciou celého VDA. Z opisných matematických vzťahov vyplýva záver, že pri nezmenenom respiračnom objeme sa alveolárna ventilácia pri spontánnom dýchaní môže zvýšiť o 20—35 % bez zvyšovania ventilačnej práce.

Prietok plynov katétrom

Rozhodujúcim faktorom výmeny plynov a zníženia koncentrácie CO_2 v VDA je prietok plynov katétrom (Q_{in}). Na dosiahnutie efektívnej výmeny plynov a zníženia pCO_2 vo VDA musí byť v 100 ml priestore prietok plynov katétrom dostatočne veľký a jeho hodnota závisí od respiračného objemu (V_T), respiračnej frekvencie (f), expiračného času (T_E), efektívnosti spontánnej ventilácie a od časovej konštanty pľúc ($R * C$) = τ_E .

Z teórie UVP je známe, že časový priebeh prietoku plynov v expiriu je exponenciálne degeneratívny a kompletne expírimum sa dosiahne za čas $T_E = >3\tau - 6\tau$. Za predpokladu, že $T_E = 6\tau$, potom za prvé 3 τ sa vydýchne približne 95 % objemu plynov a za ďalšie 3 τ už len 5 %. Keď sa má vo V_{DAX} znížiť koncentrácia CO_2 mini-

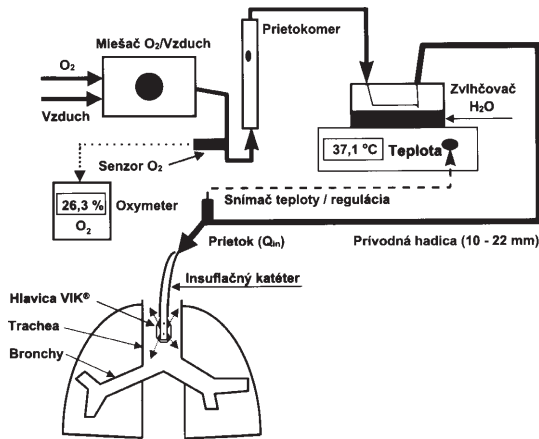


Fig. 5. Scheme of system of ventilatory support with multijet insufflation catheter.

Obr. 5. Schéma systému ventilačnej podpory s viacdýzovým insuflačným katétrom.

málne 5-násobne a zvýšiť koncentrácia O_2 , prietok plynov katétrom sa musí rovnať minimálne 1,2–2-násobku objemu plynov unikajúcich z pľúc v posledných $3\tau +$ objemu V_{DAX} . Matematicky sa dá tento vzťah vyjadriť vzorcom na výpočet minimálneho Q_{in} :

$$Q_{in} = 85 * (T_T * 0.05 + \frac{H * 0.0012}{T_E * 0.5}),$$

Q_{in} — prietok plynov insuflačným katétrom (l/min), V_T — respiračný objem pri spontánnej ventilácii (l), H — hmotnosť pacienta (kg), T_E — čas expirácie (s), 85 — konverzný faktor na l/min pri konštantnom vzťahu $1,4xQ_c$.

Pre 80 kg vážiaceho pacienta s parametrami spontánnej ventilácie $V_T = 0,35$ l, $f = 20$, $T_E = 1,8$ s musí byť $Q_{in} = 10$ –14 l/min, aby došlo vo V_{DAX} k adekvátnej výmene plynov a odstráneniu vplyvu na alveolárnu ventiláciu, ktorá sa zvýši o 20–30 % bez potreby inými mechanizmami ovplyvňovať vyššie uvedené ventilačné parametre.

Riziká ventilačnej podpory kontinuálnym prietokom

Jedným zo základných problémov pri insuflácií plynov do dýchacích ciest katétrom zasunutým pod hlasivkovú štrbinu je barotrauma. Pri insuflácií plynu katétrom zavedeným pod hlasivkovú štrbinu pri akútnom uzavretí horných dýchacích ciest (laryngospasmus), najmä keď je pohonný tlak plynov vyšší ako 10 kPa, pretlak vzniknutý v pľúcach spôsobuje obyčajne barotraumu. Problém sa pri nízkych prietokoch (do 28 l/min) môže riešiť dvoma spôsobmi:

1. Zabezpečením dýchacích ciest intubáciou, keď je riziko poškodenia pľúc tlakovými účinkami značne minimalizované, i keď nie absolútne vylúčené.

2. Používaním katétra s čo najväčším možným vnútorným priemerom. Pri aplikácii prietoku plynov do 28 l/min insuflačným katétrom o vnútornom priemere 3,5–4,5 mm, pohonný tlak (P_{in}) nikdy nestúpne nad 10 kPa, čím je riziko barotraumy minimalizované. Podmienkou však musí byť také technické riešenie zdroja prietoku, ktoré aj v prípade poruchy zabezpečuje dodáv-

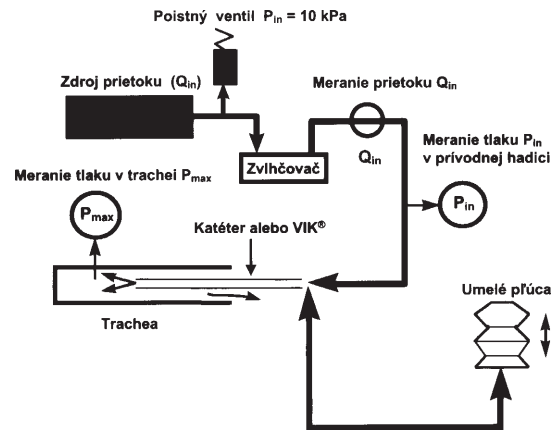


Fig. 6. Scheme of ventilatory system for measuring of parameters in static and dynamic conditions.

Obr. 6. Schéma usporiadania ventilačného systému na meranie parametrov v statických a dynamických podmienkach.

ku plynov pri tlaku do 10 kPa. Pri použití tenších katérov (<3 mm) a prietokoch nad 12 l/min, prevenciu barotraumy z fyzikálnych princípov prakticky nemožno zabezpečiť, pretože P_{in} bude vyšší ako 10 kPa.

Technické riešenie prevencie barotraumy pri ventilačnej podpore kontinuálnym prietokom

Bezpečným riešením prevencie barotraumy pri ventilačnej podpore kontinuálnym prietokom je implementácia alarmového zariadenia do použitého systému, ktoré pri prekročení pohonného tlaku 10 kPa automaticky odpojí prívod plynov do insuflačného katétra. Autori navrhli originálne alarmové riešenie meracím katétrom, ktorý je súčasťou viacdýzového insuflačného katétra (VIK^R) a jeho hrot je uložený distálne od terminálneho konca VIK^R. Aby nedošlo k jeho upchatiu, merací katéter sa intermitentne preplachuje malými objemami plynu, pri súčasnom kontinuálnom monitorovaní tlaku v dýchacích cestách distálne od insuflačného katétra. Jednocestný ventil na vstupe katétra zabraňuje, napr. pri kašli, spätnému prietoku plynov alebo hlienov do monitorovacieho katétra. Pri prekročení tlaku v dýchacích cestách nad zvolenú hodnotu (0–7 kPa) zariadenie automaticky odpojí prívod plynov (P_{in}) do VIK^R.

Fyzikálne modelovanie tlakových pomerov pri ventilačnej podpore kontinuálnym prietokom

S cieľom overiť matematické a fyzikálne predpoklady systému ventilačnej podpory pre klinickú prax sme navrhli systém ventilačnej podpory, ktorého základom sú insuflačné katétre s viacdýzovou hlavice (VIK^R) a testovali ho v experimentálnych podmienkach (obr. 5). Aby sme overili tlakové účinky a bezpečnosť aplikácie VIK^R, zvolili sme dve modelové kategórie: v prvej, s predpokladanou hmotnosťou pacientov 40–70 kg sa použil VIK^R s vnútorným priemerom 3,5 mm a vonkajším priemerom 4,5 mm a v druhej s predpokladanou hmotnosťou pacientov nad 70 kg, VIK^R s vnútorným priemerom 4,5 mm a vonkajším priemerom 5,5 mm. Dĺžka katérov bola vždy 45 cm.

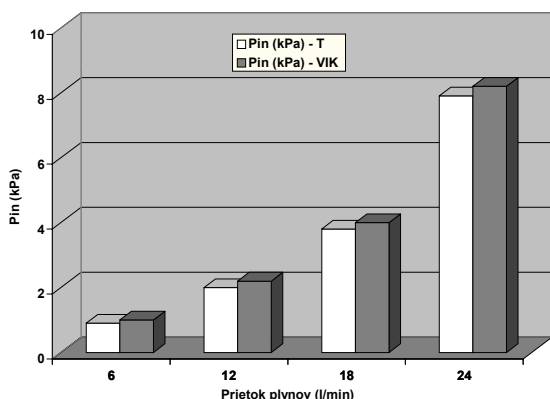


Fig. 7. Driving pressure P_{in} by chosen flow through the catheters 4,5 mm (T — catheters with terminal eye, VIK — multijet insufflation catheter).

Obr. 7. Pohonný tlak P_{in} pri zvolenom prietoku cez katétre 4,5 mm (T — katéter s jedným terminálnym koncom, VIK^R — viacdýzový insuflačný katéter).

V modelových situáciách sme overili: hodnoty pohonného tlak P_{in} potrebné na insufláciu zvolených objemov plynov pri prietokoch 6, 12, 18, a 24 l/min (0,1; 0,2; 0,3; 0,4 l/s) a tlakové pomery v simulovanej trachei tvorenej hadicou s priemerom 19 mm a 20 mm. Tlakové zmeny v statických podmienkach v systéme dýza—trachea sa merali pri maximálnej záťaži (P_{max} pri $Q_{in} = 0$) a pri zvolenom prietoku cez katéter s jedným terminálnym otvorom a porovnali sa s parametrami pri použití VIK^R, ktorý mal po 4 otvory smerujúce distálne a proximálne. Pri rovnakom technickom usporiadaní sa testovali zmeny rovnakých parametrov v dynamických podmienkach v simulovanom expíriu pri použití katétra s jedným terminálnym otvorom a pri použití VIK^R. Schéma meracieho systému je na obrázku 6.

Statický model. Hodnoty parametrov získaných pri statických podmienkach systému sú na obrázku 7, ktorý znázorňuje pohonný tlak na dosiahnutie potrebného prietoku plynov v systéme. Zo získaných výsledkov je zrejmé, že stúpanie tlaku pri zvyšovaní prietoku nie je lineárne, ale má exponenciálny charakter, a že zvýšenie prietoku nad hodnoty 18—24 l/min vyžaduje podstatné zvýšenie P_{in} nad hodnoty 10 kPa, čo z hľadiska bezpečnosti pacienta vyžaduje monitorovanie tlaku v trachei distálne od terminálneho konca insuflačného katétra bez ohľadu na použitý druh.

Tlakové zmeny v simulovanej trachei v statických situáciách sa merali na identickom modeli a pri rovnakých technických a fyzikálnych podmienkach. Obrázok 8 uvádza získané hodnoty tlakových zmien v simulovanej trachei v statických podmienkach pri použití katétra s jedným terminálnym otvorom s priemerom 3,5 a 4,5 mm a VIK^R.

Zo získaných výsledkov vyplýva, že pri použití insuflačného katétra s jedným terminálnym otvorom vzniká v trachei na rozdiel od VIK^R pretlak. Výsledky súčasne potvrdzujú, že pri VPKP katétrom s jedným terminálnym otvorom vzniká potenciálna energia (tlak P) smerujúca do periférnych bronchov a do alveolárnych kompartmentov. Naopak pri VPKP viacdýzovým insuflačným katétrom potenciálna energia, ktorá by mala nejaký preferenčný smer, nevzniká, pretože prúdenie plynov z dýz VIK^R je protismerné a prípadný vznik

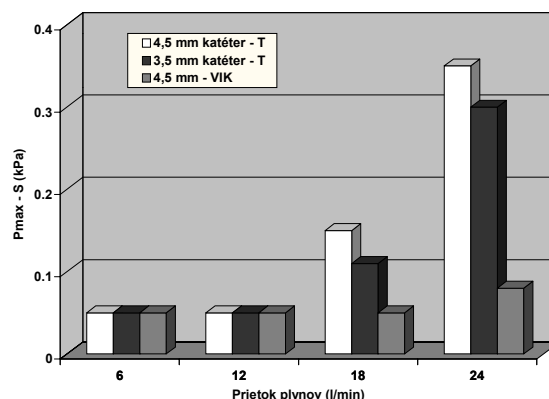


Fig. 8. Tracheal pressure changes (P_{max}) in static model conditions with various flows (T — catheter with terminal eye, VIK — multijet insufflation catheter).

Obr. 8. Zmeny tlaku (P_{max}) v trachei v statických modelových podmienkach pri rôznych prietokoch (T — katéter s jedným terminálnym koncom, VIK^R — viacdýzový insuflačný katéter).

potenciálnej energie (tlaku) v jednom smere sa eliminuje vznikom protismernej tlakovej sily z protismerne umiestnených dýz.

Dynamický model. Hodnoty parametrov získané v statických podmienkach majú pre klinickú prax významnú výpovednú hodnotu, no neinformujú o dynamických zmenách, ktoré vznikajú v trachei pri prietoku plynov pri spontánnej ventilácii.

Na zistenie dynamických zmien tlakových pomerov v trachei pri spontánnej ventilácii v expíriu sme po zavedení insuflačného katétra do „trachey“ analyzovali predpokladané zmeny na fyzikálnom modeli „spontánne dýchajúcich“ pľúc s definovanými hodnotami V_T a f .

Fyzikálne charakteristiky insuflačných katérov s jedným terminálnym otvorom a VIK^R a usporiadanie experimentálneho modelu boli rovnaké ako pri meraniach v statických podmienkach.

Z fyzikálneho hľadiska boli podmienky pri meraní tlakových pomerov charakterizované dvoma modelovými situáciami, keď v prvej sa zanedbal odpor hlasivkovej štrbiny a v druhej sa hlasivková štrbina simulovala zmenšením prierezu trachey o 40 %. V inspíriu bol prietok plynov konštantný a v expíriu sa „umelými pľúcami“ simuloval exponenciálne degresívny prietok. Maximálny tlak v trachei v expíriu (PE_{max}) sa meral pri $V_T = 250, 300$ a 700 ml, pri frekvencii 16 d/min a $T_I = 50\%$ ventilačného cyklu. Výsledky sú na obrázkoch 9 a 10.

Zo získaných výsledkov jednoznačne vyplýva, že pri použití VPKP insuflačným katétrom s terminálnym otvorom vzniká v expíriu efekt PEEP a generovaná hodnota pozitívneho tlaku na konci expíria bola tým väčšia, čím väčší prietok plynov sa použil. Pri ventilačnej podpore kontinuálnym prietokom VIK^R sa generoval efekt PEEP len v zanedbateľnom rozsahu a v oblasti reálnych prietokov potenciálne použiteľných v klinickej praxi tlak v expíriu nepresiahol 0,1 kPa (obr. 9).

Pri simulácii prítomnosti hlasivkovej štrbiny sa pri použití insuflačného katétra s jedným terminálnym otvorom zvyšoval PE_{max} v závislosti od použitého prietoku rýchlejšie a dosiahol vyššie hodnoty ako pri predchádzajúcom usporiadaní experimentu. Pri použití VIK^R sa PEEP zvyšoval len minimálne (obr. 10).

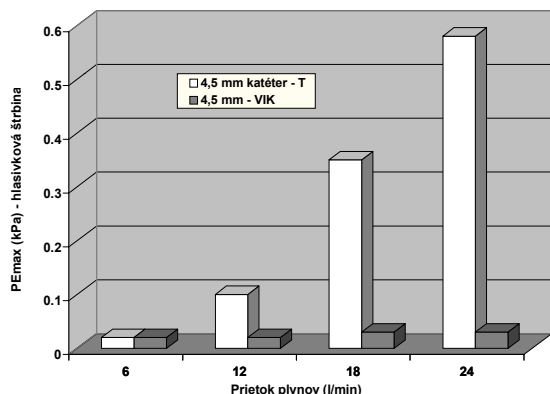


Fig. 9. Pressure changes during expiration (PE_{max}) in a dynamic model with simulated vocal fissure.

Obr. 9. Zmeny tlaku v expírii (PE_{max}) v dynamickom modeli so simulovanou hlasivkovou štrbinou.

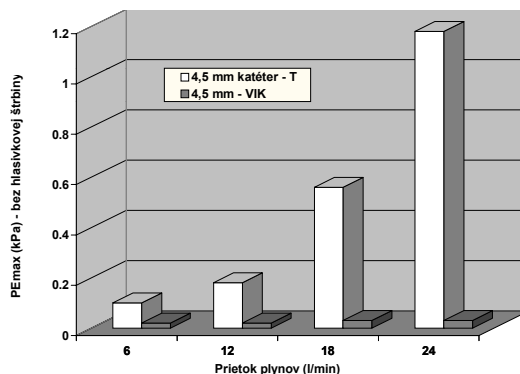


Fig. 10. Pressure changes in expirium (PE_{max}) in a dynamic model without vocal fissure.

Obr. 10. Zmeny tlaku v expírii (PE_{max}) v dynamickom modeli bez hlasivkovej štrbiny.

Na základe získaných výsledkov možno konštatovať, že pri použití opísaného spôsobu ventilačnej podpory v klinických podmienkach, pri ktorých sa indikuje použitie PEEP, bude výhodnejšie používanie insuflačného katétra s jedným terminálnym otvorom. Je samozrejmé, že týchto prípadoch sa zvyšuje expiračná ventilačná práca. V prípadoch, keď použitie PEEP nie je indikované, alebo sa generuje ako nepriaznivý efekt, vhodným na použitie VPKP je VIK^R, ktorým sa eliminujú nepriaznivé tlakové účinky prietoku plynov v trachei na hodnoty blízke nule a nezvyšuje sa inspiračná a/alebo expiračná dychová práca.

Záver

Podľa nášho názoru ventilačná podpora kontinuálnym prietokom môže, predovšetkým pri hraničných formách akútneho alebo chronického ventilačného a/alebo respiračného zlyhávania, eliminovať potrebu intubácie. Nevyžaduje potrebu synchronizácie spontánnej a riadenej ventilácie komplikovaným ventilátorom pri aplikácii podporných alebo kombinovaných ventilačných režimov.

Výsledky fyzikálneho modelovania tlakových pomerov v dýchacích cestách ukazujú, že z hľadiska fyzikálneho správania sa plynov môže byť systém ventilačnej podpory s VIK^R, efektívnejší, rešpektujúci fyziologické aspekty spontánneho ventilačného režimu a minimalizujúci nebezpečenstvo tlakového alebo objemového poškodenia pľúc. Pri ventilačnej podpore kontinuálnym prietokom s VIK^R nevznikajú, ani pri relatívne vysokých prietokoch, nežiaduce efekty PEEP, v dôsledku čoho sa nezvyšuje ani expiračná dychová práca. Máme názor, že nový spôsob ventilačnej podpory nájde uplatnenie aj v klinickej praxi.

Literatúra

Belghith M., Fierobe L., Brunet F.: Is tracheal gas insufflation an alternative to extrapulmonary gas exchange in ARDS? *Chest*, 107, 1995, s. 1416–1419.

Brampton W., Young J.D.: Lung volume, pressure, flow, and density relationships during continuous flow ventilation in dogs. *J. Appl. Physiol.*, 74, 1993, s. 197–202.

Brychta O.: Závěry výskumnej úlohy „Vysokofrekvenční ventilace“. Trenčín, Konštrukta 1983, 112 s.

Crespo A.S., Cavralho A.F.: Intratracheal gas insufflation. *Resp. Technol. Internat.*, 5, 1996, č. 1, s. 36–37.

Hurewicz A.N., Bergofsky E.H., Vomero E.: Airway insufflation. Increasing flow rates progressively reduced dead space in respiratory failure. *Amer. Rev. Resp. Dis.*, 144, 1991, s. 1229–1233.

MacIntyre N.R.: Strategies to minimize alveolar stretch injury during mechanical ventilation. S. 389–397. In: Vincent J.L. (Eds.): *Yearbook of intensive care and emergency medicine*. Berlin, Springer-Verlag 1996, s. 389–397.

Slutsky A.S.: Nonconventional methods of ventilation. *Amer. Rev. Resp. Dis.*, 140, 1988, s. 175–183.

Stresseman E., Votteri B.A., Satler F.P.: Washout of anatomical dead space for alveolar hypoventilation. *Respiration*, 26, 1969, s. 425–434.

Török P.: Vysokofrekvenčná dýzová ventilácia maskou. Osvedčenie o novej liečebnej metóde č. 3/1989. Bratislava, MZ SR 1989.

Török P.: Možnosti klinickej aplikácie vysokofrekvenčnej dýzovej ventilácie maskou. Závěrečná správa výskumnej úlohy 46/04. Vranov nad Topľou, NsP 1992.

Török P.: Ventilačná podpora kontinuálnym prietokom pomocou viacdýzového insuflačného katétra na liečbu dychovej nedostatočnosti. Osvedčenie o novej liečebnej metóde č. OPLS 1015/97. Bratislava, MZ SR 1997.

Received April 8, 1999.
Accepted January 21, 2000.