

Základné princípy umelej ventilácie pľúc a základné ventilačné režimy

Pavol Török, Peter Čandík

I. Ventilátory

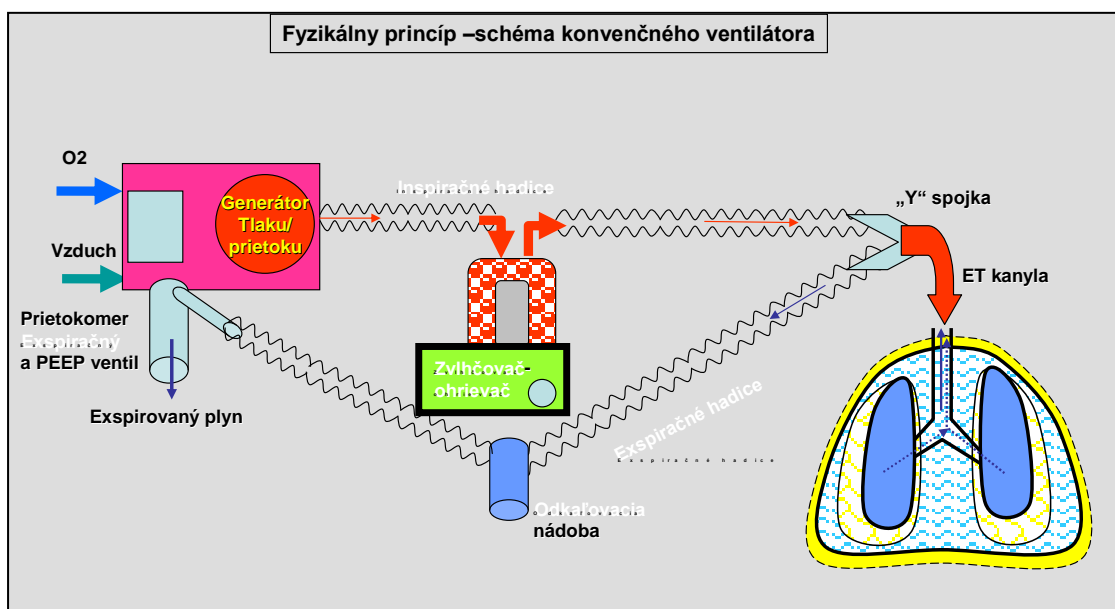
Ventilátor je technickým zariadením a pacient je živým organizmom, ktoré sú pri akomkoľvek spôsobe umelej ventilácie spojené medzi sebou zmesou dýchacích plynov prúdiacich medzi nimi tam a späť.

Interakcia medzi ventilátorom a pacientom môže byť vyjadrená technickými termínmi a to: **prietokom plynov počas inšpiria a expíria (Q_i a Q_e) a tlakom inšpirovaných a expirovaných plynov v čase (objem je integrálom prietoku v čase).**

Akákoľvek klasifikácia ventilátorov musí byť založená na exaktnom hodnotení vyššie uvedeních fyzikálnych premenných, ktoré sú na jednej strane kontrolované a regulované ventilátorom a na druhej strane sú ovplyvnené mechanickými vlastnosťami dýchacích orgánov. Pri analýze, ktorá premenná veličina (prípadne akým spôsobom) je závislá od ventilátora a jeho vlastností a ktorá je závislá od mechanických vlastností pľúc je nutné posúdiť 4 základné funkcie ventilátora, resp. fáz dýchacieho cyklu.

1. Inspiračná fáza
2. Zmena inspiračnej fázy na expiračnú
3. Expiračná fáza
4. Zmena expiračnej fázy na inspiračnú.

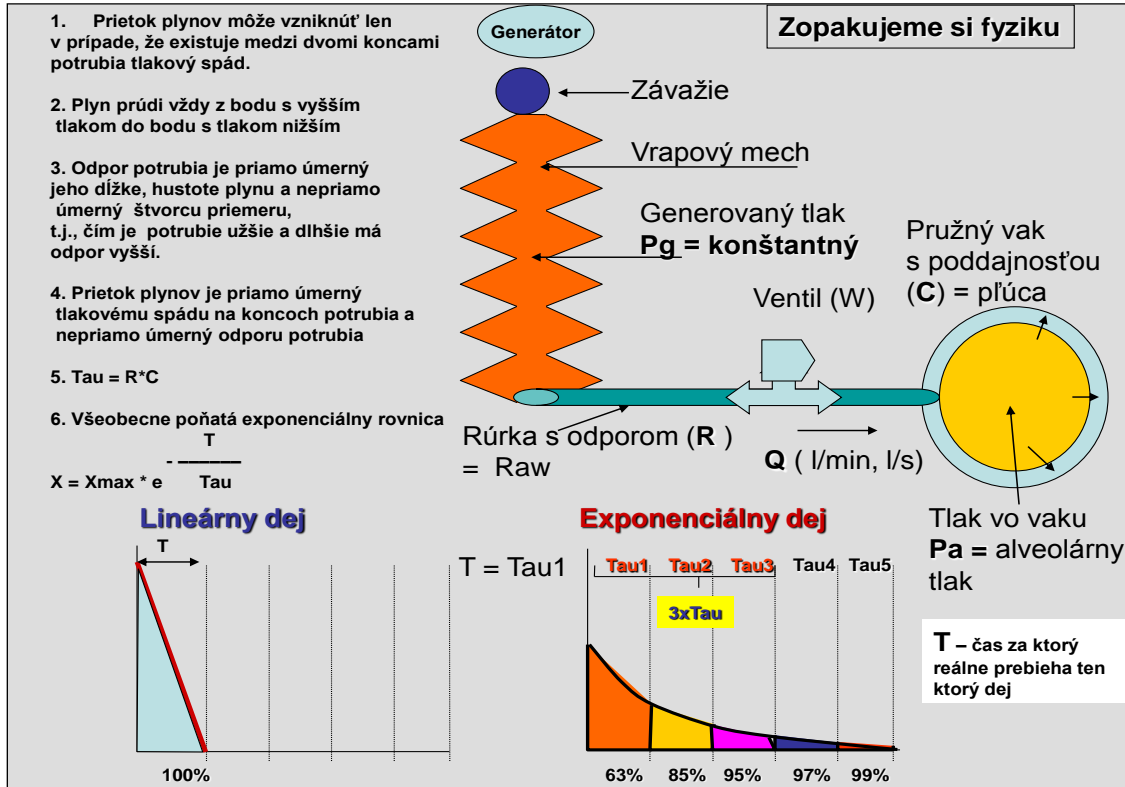
Pre zjednodušenie vysvetlenia použijeme technickú schému ventilátora a pacientových pľúc, ktorá je na obr. 1.



Obrázok 1. Schéma ventilátora a pľúc

Zopakujme si základy fyziky

Na obr. 2 sú znázornené základné fyzikálne princípy prietoku plynov z ventilátora do pľúc pacienta. Ak použijeme generátor s tzv. nulovým vnútorným odporom (tlakovo kontrolované režimy), plnenie pľúc nebude lineárne ale exponenciálne v závislosti od poddajnosti C_{st} a odporu dýchacích ciest R_{aw} .



Obrázok 2. Základné fyzikálne princípy prietoku plynov

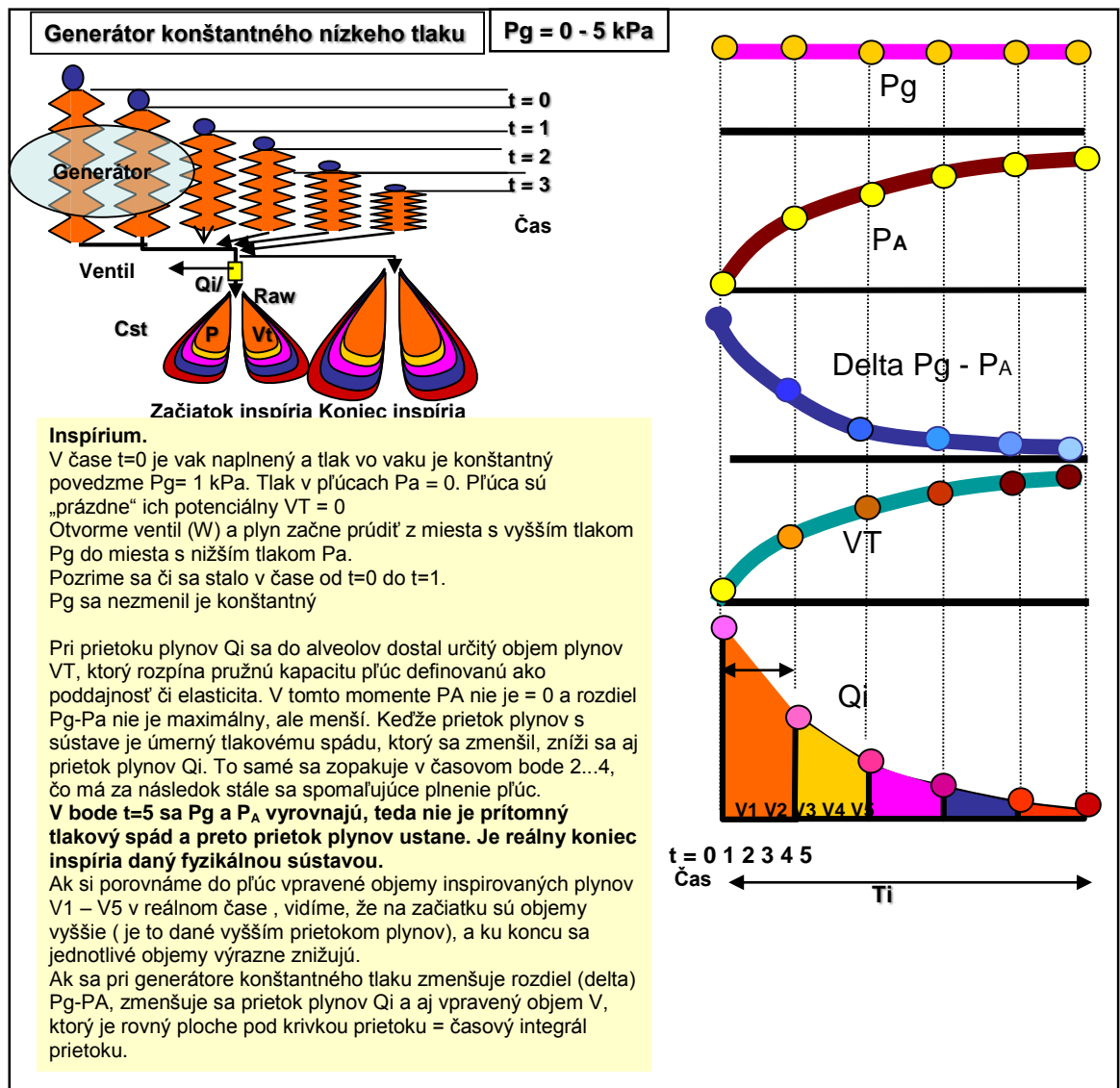
Inspiračná fáza

Počas inspiračnej fázy ventilátor plní pacientove pľúca určitým objemom plynov a môže pracovať ako generátor tlaku alebo generátor prietoku. V určitých situáciách nie je možné takéto striktné rozdelenie, pretože mnohé technické vlastnosti ventilátorov v praxi negujú takéto delenie a z generátora prietoku sa stáva generátor tlaku, resp. naopak.

Generátor konštantného nízkeho tlaku (generátor s nulovým vnútorným odporom (typický pre všetky tlakovo riadené ventilačné režimy))

Pre vysvetlenie interakcií medzi ventilátorom a zmenami pľúcnej mechaniky v inspiračnej fáze si vysvetlíme reakciu systému ventilátor-pľúca na troch príkladoch, a to na generátore konštantného nízkeho tlaku $P_g = 1,0 \text{ kPa}$, generátore vysokého konštantného tlaku $P_g = 10 \text{ kPa}$ a generátore konštantného prietoku $Q_g = 1 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$.

Vzhľadom na skutočnosť, že pracujeme s nižšími tlakmi a nekonštantným prietokom je potrebné uvedomiť si, že inšpirium je časový dej, počas ktorého sa oproti generátoru konštantného prietoku priebehy zmien nebudú diať lineárne, ale exponenciálne.



Obrázok 3.

Predpokladajme, že máme vrapový vak zaťažený závažím, ktoré je také ťažké, že tlak vo vaku $P_g = 1,0 \text{ kPa}$.

Pľúca a dýchacie cesty majú parametre uvedené vyššie. Počiatočný objem pľúc $V = 0$ tlak v pľúcach $P_A = 0$, objem vaku je $V_g = 1,0 \text{ lit}$. Vrapový vak je spojený s pľúcami ventilom, ktorý naraz otvoríme. Tlak vo vaku sa nebude meniť a keďže tlakový spád medzi vakom a pľúcami je $1,0 \text{ kPa}$, bude prúdiť plyn z vaku do pľúc. Pľúca sa začnú plniť, ale vzhľadom na ich poddajnosť ($0,5 \text{ l} \cdot \text{kPa}^{-1}$) začne v nich rásť tlak, takže po určitom čase už nebude tlakový rozdiel (delta $P_g - P_A$) medzi pľúcami a vakom $1,0 \text{ kPa}$, ale menej a tak sa plnenie vaku spomalí (zmenší sa prítok plynov). Tento dej plnenia pľúc a vyprázdňovanie vaku je možné analyzovať takýmto spôsobom v nekonečnom počte časových intervalov. Nakoniec dôjde k stavu, kedy sa tlaky vo vaku a v pľúcach vyrovnajú a prítok plynov ustane – nebude tlakový spád. Vak sa čiastočne vyprázdni a objem plynov z vaku sa dostane do pľúc pacienta. $V_T = 500 \text{ ml}$, $P_A = 1,0 \text{ kPa}$.

Ako je vidieť na grafe, tento dej nie je lineárny, ale exponenciálny (postupne v čase sa výmena plynov spomaľuje). Tento dej má exponenciálne degresívny charakter.

Exponenciálny dej je závislý od časovej konštanty τ (tau) = Raw. Cst

Všetky exponenciálne deje sú časovo závislé od niektorých parametrov a majú tzv. časovú konštantu Tau (τ), za ktorú by dej prebehol úplne, t.j na 100 %, ak by nebol exponenciálny, ale lineárny. Pre úplné dokončenie exponenciálneho deja z klinického hľadiska je potrebná časová dĺžka rovná $6 * \tau$ (matematicky ∞ počet časových konštant). Pre reálnu klinickú prax však exponenciálny dej je ukončený na 95 % pri $3 * \tau$.

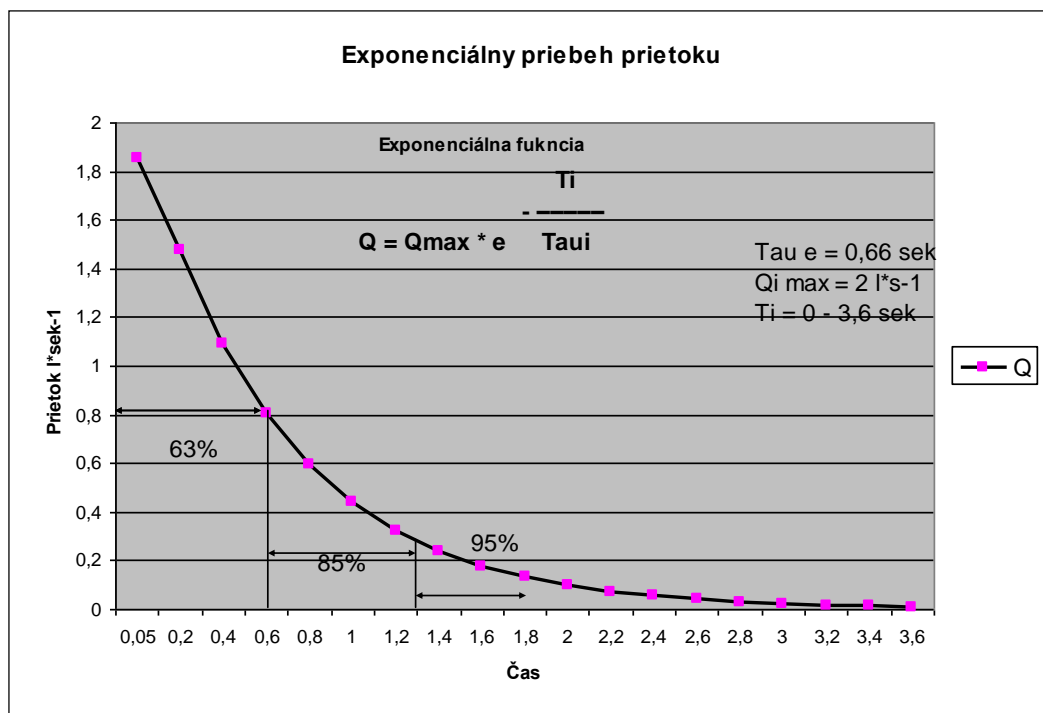
Táto hodnota je z klinického hľadiska považovaná za konečnú, t.j. akoby celý exponenciálny dej prebehol na 100 % .

Ukončenie exponenciálneho deja v % počas jednotlivých časových konštant ukazuje tab. 1.

Tabuľka 1.

| Tau (τ) | Plnenie deja % |
|----------------|----------------|
| 0 | 0 |
| 1 | 63 |
| 2 | 85 |
| 3 | 95 |
| 4 | 98,5 |
| 5 | 99,3 |
| 6 | 99,75 |

Grafické znázornenie tabuľky



Časovú konštantu pneumatického deja, akým je inšpírium aj expírium môžeme vypočítať takto:

$$\tau = R * C \quad 1.1$$

$$V \text{ našom prípade } \tau = (R_{\text{sys}} + R_g + R_t + R_{\text{aw}}) * C \quad 1.2$$

Ak v našom prípade je suma $R=0,8 \text{ kPa} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1}$ a $C=0,5 \text{ l} \cdot \text{kPa}^{-1}$

$$\tau = 0,8 * 0,5 = 0,4 \text{ sec.}$$

V prípade, že chceme analyzovať tento dej, musí trvať najmenej 3τ , t.j. $3 * 0,4 = 1,2$ sek, kedy bude inšpiračná fáza ukončená na 95 %.

Prakticky povedané, inšpiračná fáza dýchacieho cyklu musí trvať minimálne 1,2 sek. ak chceme, aby exponenciálny dej plnenia pľúc bol ukončený na 95 %, čo v klinike považujeme za 100% naplnenie deja.

Vo vyššie uvedenom prípade bude $T_i < 1,2$ sek príliš krátke na ukončenie exponenciálneho deja a $T_i > 1,3$ sek bude úplne zbytočné, pretože po vyrovnaní tlakov medzi alveolárnym priestorom a generátorom nebude žiaden prietok plynov sústavou a do pľúc sa ďalší objem plynov nedostane.

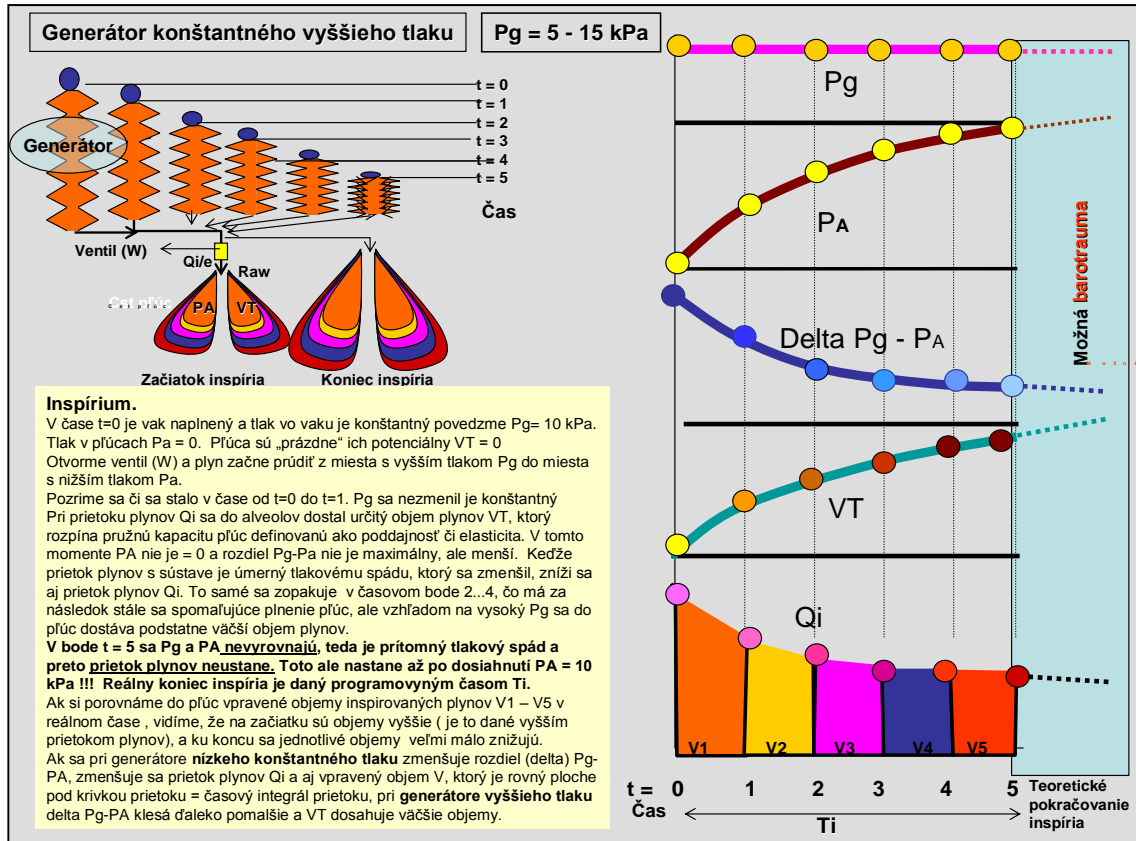
Z grafov na obrázkoch je zrejmé, že pri aplikácii generátora nízkeho konštantného tlaku sa za štandardných okolností P_g nemení, Q_i exponenciálne klesá, V exponenciálne stúpa na konečnú hodnotu. P_A stúpa exponenciálne na hodnotu cca 1,0 kPa, t.j. tlaky P_g a P_A sa postupne vyrovnávajú. Celý tento proces je spôsobený vlastne vyrovnávaním tlaku medzi P_g a P_A , pričom je závislý od R a C . V prípade, že poddajnosť klesla na polovičné hodnoty, celý exponenciálny dej sa zrýchli.

Pri poklese poddajnosti pľúc na polovičné hodnoty sa zrýchli priebeh prietoku Q_i , P_A stúpa tiež rýchlejšie, ale V_T dosiahne hodnoty o polovicu menšie, než pri prvom príklade (τ sa skrúti).

Pri vzostupe R na dvojnásobné hodnoty sa predĺži τ a exponenciálny dej sa v priebehu 1,2 sek nemôže dokončiť, preto nedosiahneme požadované V_T , a ani P_A nestúpne za uvedené časové obdobie na 1,0 kPa. Pre dosiahnutie požadovaného $V_T = 0,5 \text{ l}$ by sme museli predĺžiť čas inšpiria najmenej na $3 * \tau$. **Z vyššie uvedenej analýzy vyplýva, že pri použití generátora konštantného tlaku - nízkeho, je možné dosiahnuť požadovanú ventiláciu. Pokiaľ ale dôjde k zmenám mechanických vlastností pľúc, dôjde k výrazným zmenám vo výmene plynov (V_T) v nich.**

Generátor konštantného tlaku - stredne vysokého – generátor s malým vnútorným odporom (aplikovaný v režimoch PCV, CMV, ale hlavne u transportných ventilátorov)

Predpokladajme, že použijeme generátor konštantného tlaku o hodnote $P_g = 10 \text{ kPa}$, pričom ostatné vyššie uvedené parametre budeme mať zachované a budeme meniť mechanické vlastnosti pľúc tak, ako v predošlých prípadoch.



Obrázok 4.

Z obrázkov vyplýva, že za štandardných okolností sa P_g nemení, Q_i mierne v čase klesá, VT stúpa na hodnoty 0,5 l, P_a stúpa na 1 kPa.

Ak klesne poddajnosť na polovičné hodnoty, Q_i klesá rýchlejšie, P_a stúpa na dvojnásobok, VT klesá.

V prípade, že R sa zdvojnásobí, situácia v zmenách parametrov sa podstatne nezmení len v P_a stúpa pomalšie.

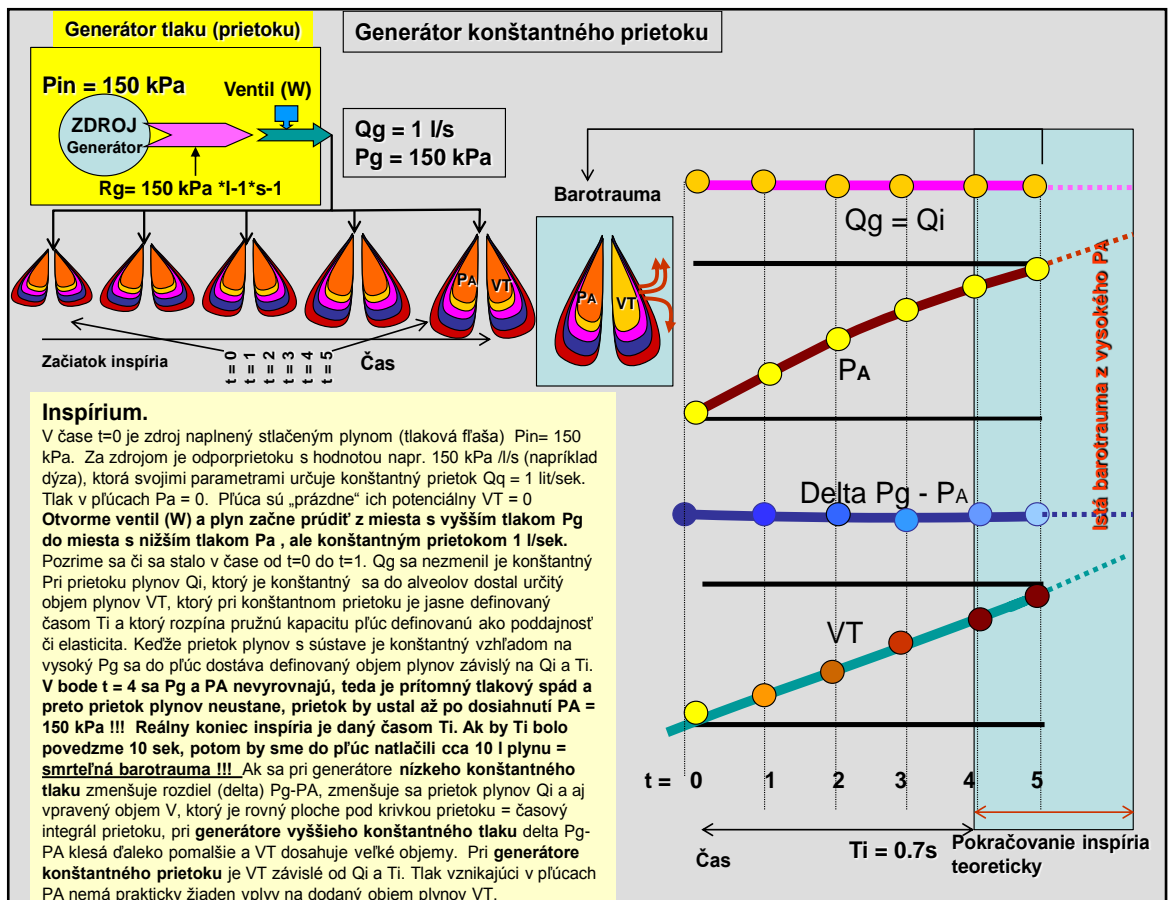
Z uvedenej analýzy vyplýva, že pri použití generátora konštantného vyššieho tlaku zmeny mechanických vlastností pľúc vplyvajú na výmenu plynov (VT) menej, ale tlaky v dýchacích cestách kolíšu podstatne viac.

Na druhej strane, pri použití generátora vyšších tlakov hrozí iste teoreticky riziko barotraumy ďaleko viac ako pri aplikácii generátora nízkeho tlaku. Ak by sme aplikovali vysoký tlak dlhšie = dlhé T_i , dostali by sme sa do oblasti rizikovej z hľadiska preplnenia pľúc objemom plynov s vyšším tlakom ako je to znázornené na obr. 18 (možná barotrauma).

Generátor konštantného prítoku, s vysokým vnútorným odporom (hlavne pre ventilačné režimy volume control CMV)

Predpokladajme, že máme generátor konštantného prítoku s vnútorným odporom $150 \text{ kPa} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$, s výkonom $Q_g = 1 \text{ l} \cdot \text{sec}^{-1}$, ktorý je napojený na pľúca pacienta s klasickými charakteristikami, a to C (compliance - poddajnosť) je $= 0,5 \text{ l} \cdot \text{kPa}^{-1}$, R (resistance - odpor) ($R_g + R_t + R_{aw}$) je $= 0,4 \text{ kPa} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1}$.

Ako budú reagovať jednotlivé premenné, a to Q_i -prietok, V_T - objem plynov v pľúcach, P_A - alveolárny tlak, ΔP_g a P_A jednak za normálnych okolností, v prípade poklesu poddajnosti na polovicu ($C/2$) a vzostupu odporu na dvojnásobok ($R*2$) ?



Obrázok 5

Na vyššie uvedenom obrázku vidíme analýzu zmien a jednotlivých premenných počas inspiria. Za štandardných okolností sa prietok $Q_g = Q_i$ nemení. Objem V_T dosiahol za sekundu inspiria $1,0 \text{ l}$, alveolárny tlak P_A stúpol na hodnotu 2 kPa . Pri aplikácii toho istého prietoku Q_g a **znížení poddajnosti na polovicu** vidíme, že V_T sa nezmenil, ale alveolárny tlak P_A sa zvýšil na dvojnásobok.

Pri zvýšení odporu na dvojnásobok sa zmení len diferencia medzi alveolárnym tlakom P_A a tlakom v okruhu P_g a čiastočne sa zvýši tlak v okruhu.

Z uvedeného vyplýva, že pri napojení pacienta (modelu) na generátor konštantného prietoku sa na strane ventilátora prietok nemení a menia sa len tlaky v okruhu. Na strane pacienta sa nemení objem inšpirovaných plynov, čo je v podstate V_T , ale výrazne sa mení alveolárny tlak a rozdiel medzi tlakom v okruhu a alveolárnym tlakom.

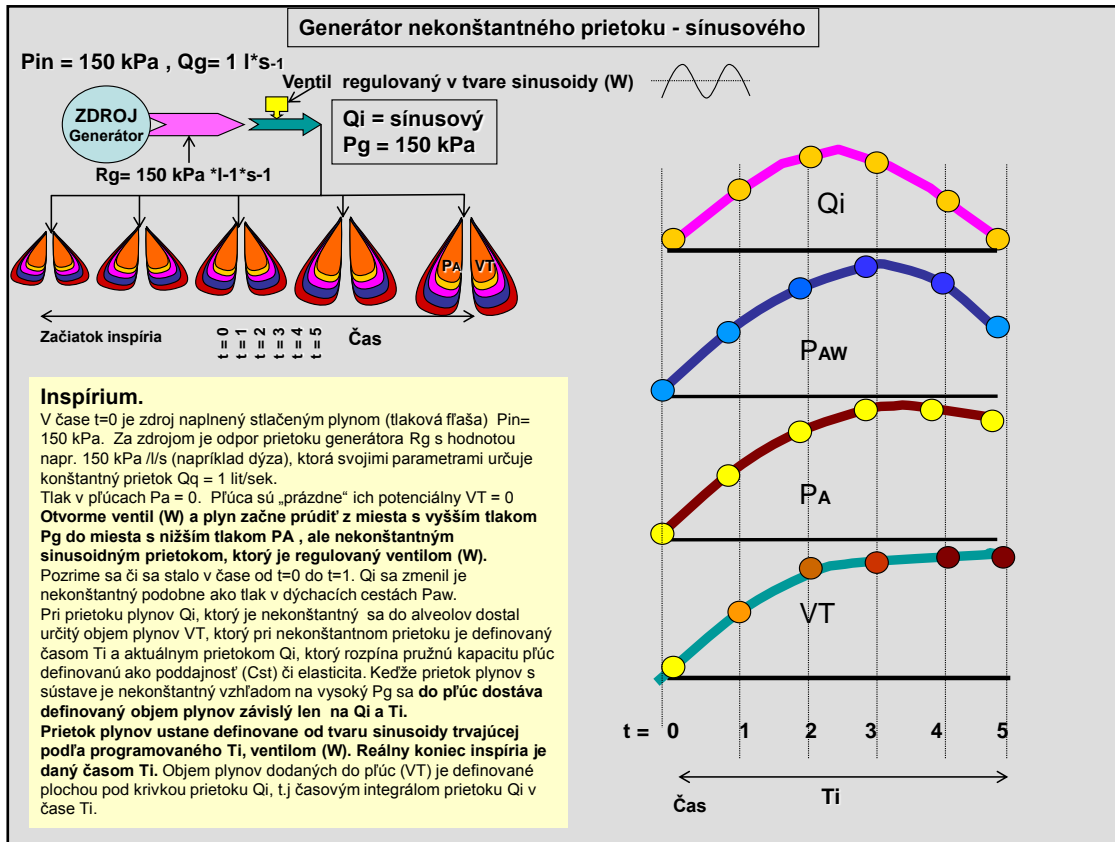
Prakticky povedané, v inspiračnej fáze ventilácie generátorom konštantného prietoku akákoľvek zmena mechanických vlastností pľúc nemá za následok zníženie V_T .

Na druhej strane, akákoľvek zmena mechanických vlastností pľúc a času inspiria vedie k drastickým zmenám tlaku v okruhu ako aj alveolárneho tlaku, čo predstavuje vážnu hrozbu pacientovi ťažkou barotraumou.

Mimo generátorov konštantného prietoku poznáme aj generátory nekonštantného prietoku, napr. sínusového, progresívneho, degresívneho.

Generátor nekonštantného prietoku – sínusového (najčastejšie použitie pri CMV-volume control).

Tento obrázok uvádzame ako príklad.



Obrázok 6

Zvláštnosti generátora pre vysokofrekvenčnú dýzovú ventiláciu

Generátor pre VFDV predstavuje z hľadiska klasifikácie generátorov generátor nízkeho, prípadne stredne vysokého tlaku. Fyzikálne sa chová tak, ako je opísané na obr. 17.

Generátor pre VFDV je možné použiť aj na aplikáciu konvenčných ventilačných frekvencií.

Súhrn

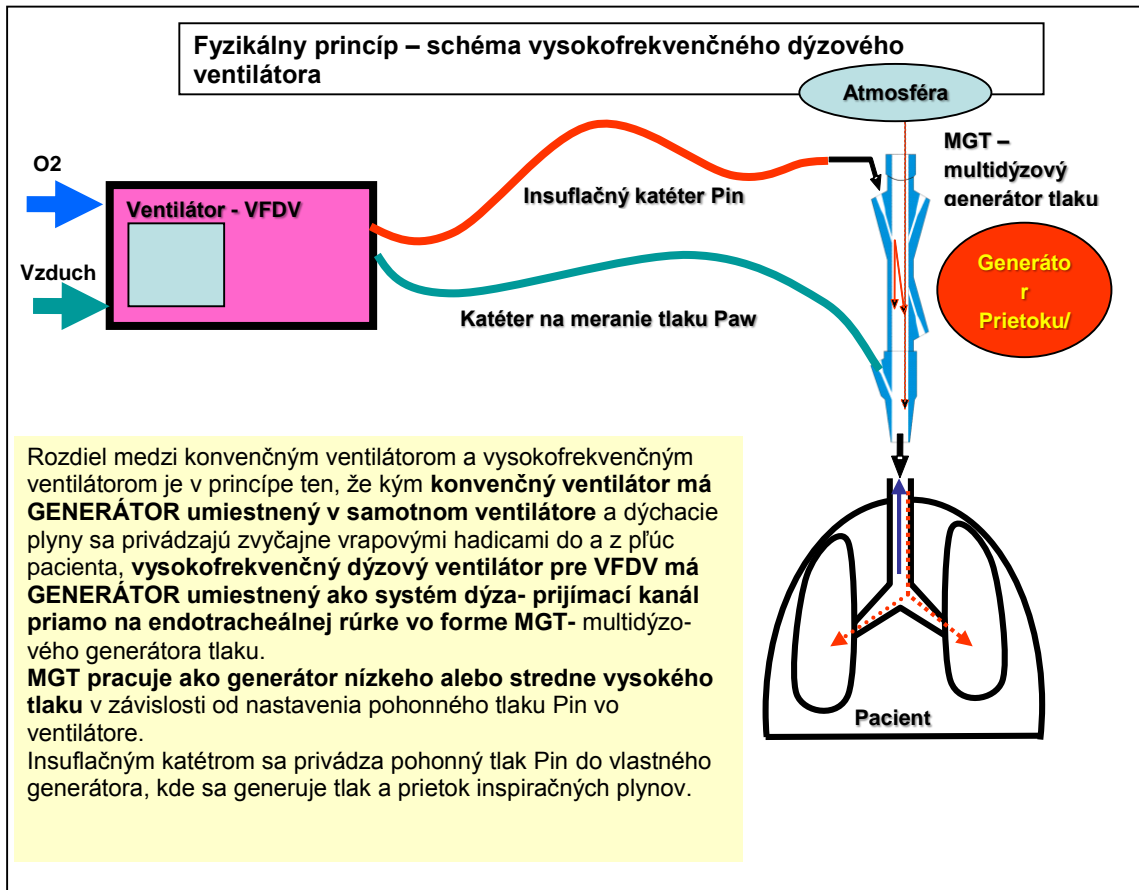
Po analýze inspiračnej fázy umelej ventilácie pľúc sme došli k záveru, že pri generátoroch vysokého konštantného tlaku a generátore konštantného prietoku možno dosiahnuť alveolárnu ventiláciu pri zmenách mechanických vlastností dýchacích orgánov bez problémov, ale za cenu podstatného zvýšenia tlaku v dýchacích orgánoch. To však môže byť zásadným limitom pre aplikáciu týchto generátorov.

Použitie generátora nízkeho konštantného tlaku vedie pri zmenách mechanických vlastností dýchacích orgánov k hypoventilácii, ale riziko vzostupu tlaku je zanedbateľné.

Pri aplikácii stredne vysokého konštantného tlaku zmeny mechanických vlastností dýchacích orgánov vedú síce k zmenám vo výmene plynov, ale nie veľkým. Pritom riziko vzostupu tlaku nad únosné hodnoty je menšie ako u generátorov prietoku a vysokého tlaku.

Pri aplikácii generátorov vysokého konštantného tlaku alebo konštantného prietoku sa pri zmenách pľúcnej mechaniky nemenia hodnoty VT, ale výrazne a často nebezpečne sa bude meniť alveolárny tlak.

Čím vyšší je vnútorný odpor generátora, tým menší vplyv majú zmeny pľúcnej mechaniky na výmenu plynov v pľúcach, ale tým riskantnejší nárast tlaku možno očakávať a riziko barotraumy stúpa.



Obrázok 7. Schéma vysokofrekvenčného dýzového ventilátora

Zmena inspiračnej fázy na expiračnú

Zmena inspiračnej fázy na expiračnú môže byť riadená niekoľkými spôsobmi, resp. parametrami.

a. Prepínanie objemové

Pri objemovom prepínaní ventilátor prepne z inspiračnej fázy na expiračnú v tom prípade, ak bol dodaný nastavený objem ventilátorom do pľúc pacienta. Inspiračná fáza však nemôže trvať ľubovoľne dlho a v pľúcach, teda aj v dýchacom okruhu, nie je možné prekročiť limitný tlak, preto je zvyčajne dodanie objemu limitované časovo alebo tlakovo. V prípade, že sa prekročí čas inspiria, prepne ventilátor na expiračnú fázu a upozorní obsluhu. Podobne pri prekročení limitného tlaku sa otvorí poistný ventil a určitý objem plynov sa z okruhu vypustí.

b. Prepínanie časové

Pri časovom prepínaní ventilátor prepne z inspiračnej na expiračnú fázu po uplynutí dopredu nastaveného časového úseku. Zvyčajne aj pri týchto ventilátoroch je kontrolovaný pretlak v okruhu, t.j. limitný tlak, ktorý sa neprekročí.

c. Prepínanie tlakové

Pri tlakovom prepínaní prepne ventilátor z inspiračnej na expiračnú fázu pri dosiahnutí vopred nastaveného tlaku v okruhu. Pri tomto prepínaní zmeny mechanických vlastností pľúc, t.j. C a R výrazne menia Vt a MV. Ventilátor sa chová ako generátor konštantného nízkeho tlaku.

d. Prepínanie prietokové

Pri prepínaní prietokom prepne ventilátor z inspiračnej na expiračnú fázu pri poklese prietoku plynov okruhom na vopred zvolenú alebo fixne nastavenú hodnotu. Podobne ako v prípade objemového prepínania musí ventilátor strážiť čas inspiria a po prekročení zvoleného času prepne ventilátor na expírium. Podobne musí byť pacient chránený proti barotraume nastaviateľným tlakovým limitným ventilom, pretože pri nastavení vysokého prietoku plynov by mohlo dôjsť k vzostupu tlaku v dýchacích orgánoch nad únosnú medzu.

e. Prepínanie binárne (dvomi parametrami) **alebo multiparametrickým** spracovaním údajov počítačom ventilátora.

Poinspiračná pauza (Tp)

Poinspiračnú pauzu môžeme definovať ako tú časť inspiračnej fázy dychového cyklu, pri ktorej nedochádza k aktívnemu plneniu pľúc generátorom, ale len k redistribúcii plynov v pľúcach, ktoré prebieha medzi časťami pľúcneho stromu s rozdielnymi mechanickými vlastnosťami. Tp sa zvyčajne nastavuje na hodnoty 5 - 30 % z času inspiračnej fázy a počítame ju k inspiriu. Teoreticky umožňuje lepšiu distribúciu plynov v pľúcach, ale v skutočnosti vedie k nárastu tlakových špičiek počas inspiria a nemá praktický význam. Použitie Tp je minimálne sporné. Tp patrí k inspiračnému času dýchacieho cyklu, teda $T_i = T_{insuf} + T_p$.

Expiračná fáza

Expiračná fáza dychového cyklu pri UVP môže prebiehať tromi spôsobmi:

1. Pomocou expiračnej asistencie

2. Do expiračného odporu - zvyčajne PEEP alebo cez retardér expíria

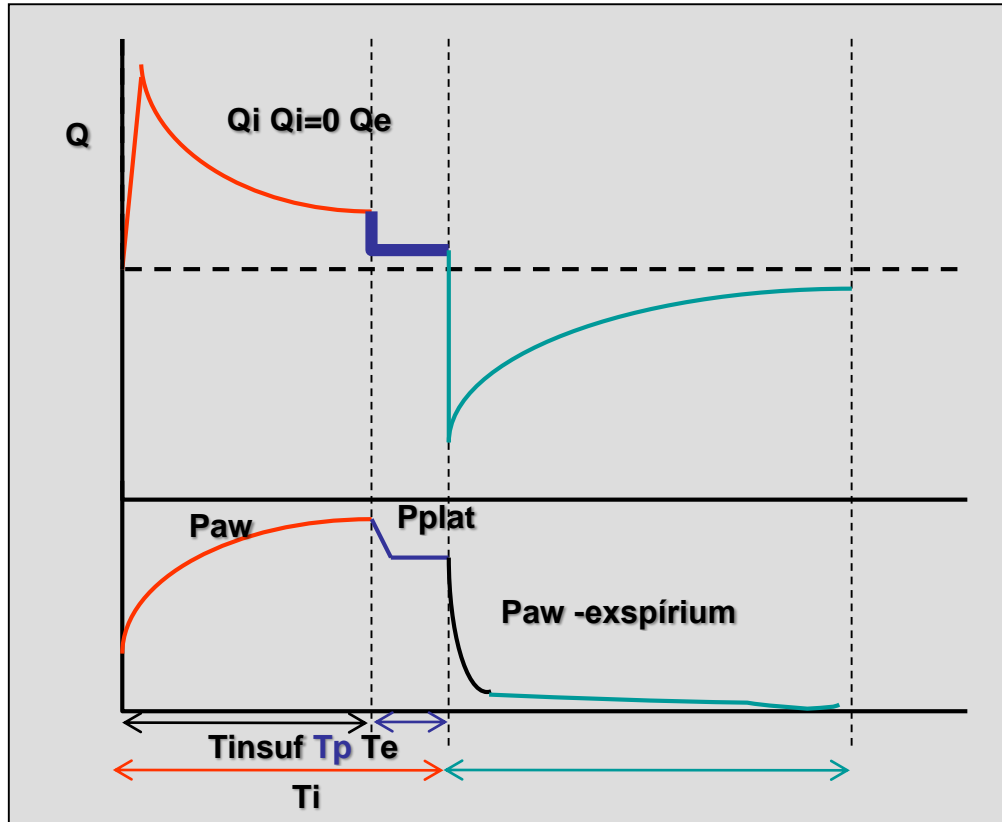
3. Do voľnej atmosféry.

1. Pred rokmi sa aplikoval spôsob ventilácie striedavými tlakmi, čo znamenalo asi toľko, že expírium nebolo pasívne, ale počas expíria sa plyn z pľúc podtlakom odsával. Neskôr sa zistilo, že takýto spôsob má aj svoje negatívne následky.

Za podmienky, že monitorujeme tlak v trachei, je možné používať moderné spôsoby expiračnej asistencie negatívnym tlakom, ktorého regulácia je spätiväzobne naviazaná na ventilačný systém.

2. Zaradenie odporu regulovateľného na mechanickej, pneumatickej, či elektrickej báze, ktorý obmedzí expírium tak, aby v dýchacích orgánoch ostal vopred zvolený pretlak na konci expíria, sa nazval PEEP (positive end expiratory pressure). Pri zaradení PEEP ostáva v dýchacích orgánoch pretlak na konci expíria oproti atmosfére, t.j. na úrovni, na ktorú je PEEP nastavený. Je možné aplikovať aj retardér expíria, ktorý svojím odporom spomalí expiračný prúd plynov na požadovanú úroveň.

3. Expírium je možné viesť do voľnej atmosféry, t.j. na hodnotu atmosferického tlaku a niekedy sa tomu hovorí ZEEP (zero end expiratory pressure) Tento spôsob sa neodporúča, pozri ďalšie kapitoly.


 Obrázok 8. Charakteristika T_p

Podobne ako inspiračnú časť dychového cyklu, môžeme analyzovať aj expiračnú časť dychového cyklu.

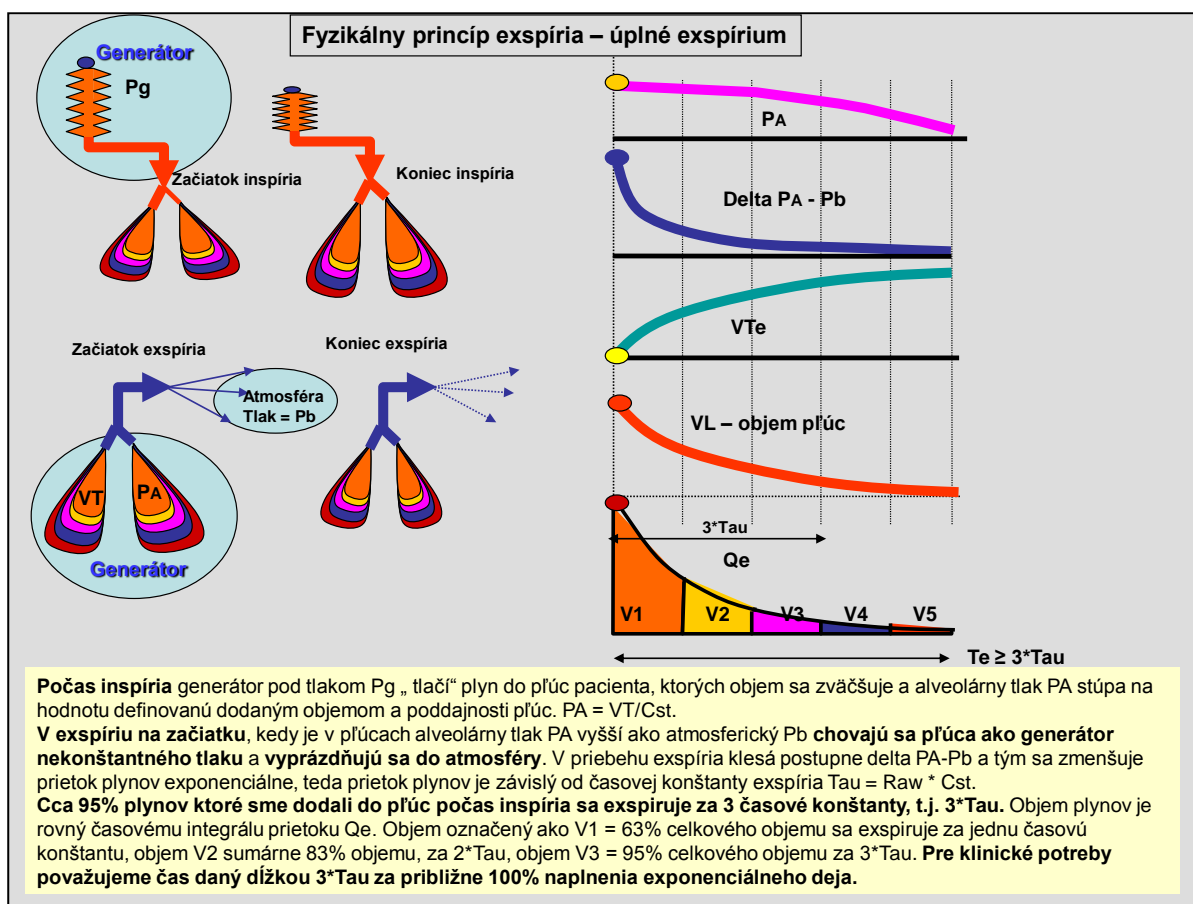
Pre zjednodušenie predpokladajme, že pľúca predstavujú pružný vak, ktorý má určitú poddajnosť C , resp. elasticitu, a po ukončení inspiria sú naplnené plynom pod určitým tlakom. Odpor dýchacích ciest R_{aw} a odpor ET kanyly (R_t) tvoria prekážku výtoku plynov. Schématicky dostávame generátor nekonštantného prietoku Q_g . Keďže expírium je exponenciálny dej, chová sa podobne ako inspirium pri aplikácii malého konštantného tlaku. Sústava pľúca - dýchacie cesty majú svoju časovú konštantu τ , ktorú môžeme vypočítať: $\tau = (R_{aw} + R_t) * C$, $\tau = 0,4$, $3 * \tau = 1,2$ sek.

Pri takto zjednodušenom výpočte bude expírium na 95 % ukončené za 3τ , t.j. za 1,2 sek.

Ak za štandardných podmienok naplníme pľúca v inspiriu objemom $V_T = 1,0$ l plynu, bude v nich pretlak $P_A = 1,0$ kPa. Expírium prebehne po exponenciálnej krivke za 1,2 sek, pričom P_A klesne na 0 kPa, $V_T = 0$, $Q_e = 0$. V prípade, že pľúca budú mať len polovičnú poddajnosť, celý dej sa urýchli ($\tau = 0,2$ sek) a prebehne za 0,6 sek.

V prípade dvojnásobného odporu ($\tau = 0,8$) sa celý dej spomalí a za 1,2 sek sa P_A zmenší len na 0,5 kPa, V_T na 0,25 l a exponenciálny dej sa neukončí, čo by v praxi znamenalo, že v pľúcach ostal určitý objem plynov a aj pretlak. **Vzniká (inadherent, dynamický) auto PEEPi, ktorý nie je merateľný v okruhu, pretože je len v alveolárnom kompartmente.** Časť objemu, ktorý sa počas T_e neexpiruje nazývame trap volume (zadržaný objem, V_{trap}).

Ak chceme, aby sa tento dej ukončil, musíme v našom príklade predĺžiť čas expírria minimálne na 2,4 sek, t.j. 3τ .



Obrázok 9. Úplné expírrium

Prepnutie z expiračnej fázy na inspiračnú

Podobne ako prepínanie z inspiračnej fázy na expiračnú, môže sa ventilátor prepínať z expiračnej na inspiračnú nasledovnými spôsobmi:

a. Prepínanie objemové

Ventilátor prepne z inspiračnej fázy na expiračnú po vytečení inspirovaného objemu z pľúc. Tento spôsob je vždy zálohovaný časovým prepínaním.

b. Prepínanie prietokové

Ventilátor prepne z expíria na inspírrium pri poklese expiračného prietoku na nastavenú hodnotu. Tento spôsob prepínania je tiež zálohovaný časovým prepínačom.

c. Prepínanie tlakové

Ventilátor prepne z expiračnej fázy na inspiračnú pri poklese tlaku na zvolenú hodnotu.

d. Prepínanie časové

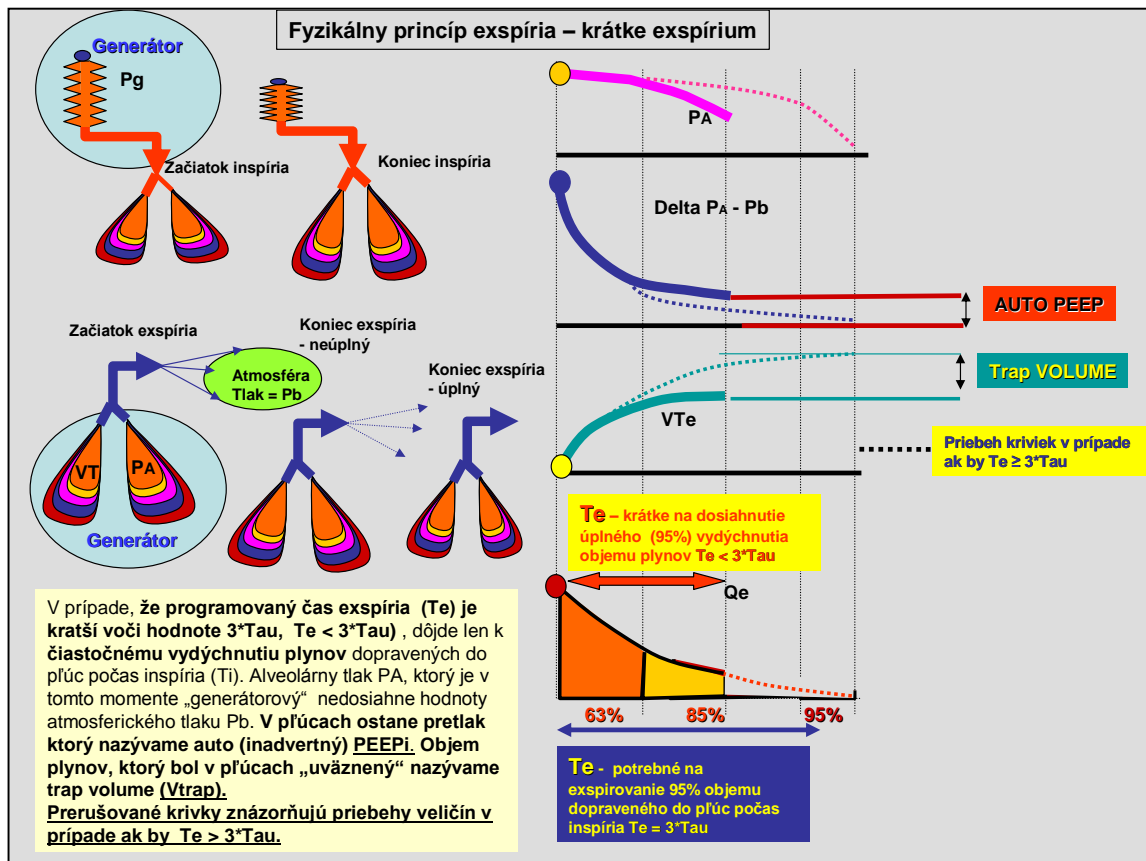
Ventilátor prepne z expiračnej fázy na inspiračnú po uplynutí zvoleného času.

e. Prepínanie pacientom

Ventilátor prepne z expiračnej fázy na inspiračnú na základe detekcie pacientovho inspiračného úsilia (asistovaná ventilácia SCMV)

f. Prepínanie počítačom ventilátora (multiparametrické prepínanie, napr. duálne)

Ventilátora prepne z expiračnej fázy na inspiračnú na základe multifaktoriálnej analýzy vlastnej i pacientovej ventilačnej aktivity (EMMV) počítačom.



Obrázok 10. Neúplné expírium pri dlhej časovej konštante τ

Súhrn kapitoly

Z uvedenej analýzy vyplývajú zásadné závery.

Ak sme v prípade inšpirácie mohli v podstate nastavením ventilátora dostať do pľúc objem plynov takmer bez ohľadu na zmenené mechanické vlastnosti pľúc, tak počas expirácie tomu tak zďaleka nie je, pretože generátor tvoria pľúca so svojou poddajnosťou a odporom. Môžeme zmeniť odpor ET kanyly, ale odpor pľúc, resp. dýchacích ciest, môžeme ovplyvniť v mnohých prípadoch len málo (s výnimkou astmy), podobne ako poddajnosť.

Ak zvážime to, čo sme povedali, musíme dôjsť k záveru, že **podstatnejším problémom**, ktorý nám spôsobí nie raz bolesť hlavy, bude nie inšpirium, ale práve **expírium**.

II. Názvoslovie a definície základných ventilačných režimov a teória ich funkčného princípu

Pri aplikácii umelej ventilácie pľúc sa používajú rôzne ventilačné režimy, ktorých názvoslovie sa v poslednom desaťročí výrazne mení. S ohľadom na patentovo chránené názvoslovie sa u rôznych výrobcov používa pre podobný, alebo aj identický režim ventilácie, odlišný názov či skratka.

Aby sme zjednotili názvoslovie režimov UVP, najčastejšie používaných v klinickej praxi, v ďalšom texte zdefiniujeme ich funkčný význam a podstatu. Ďalej vysvetlíme jednotlivé režimy, ich definície, ako aj principiálnu funkciu ventilátora pri tom ktorom režime, s vysvetlením jednotlivých fáz dychového cyklu pacienta i ventilátora.

Riadená ventilácia

Definícia: Riadená ventilácia je taký spôsob umelej ventilácie pľúc, pri ktorej všetku dychovú prácu potrebnú na adekvátnu výmenu plynov v pľúcach preberá na seba technické zariadenie, t.j. ventilátor.

Podporná ventilácia

Definícia: Podporná ventilácia (ventilačná podpora) je taký spôsob umelej ventilácie pľúc, pri ktorej časť ventilačného objemu potrebného na adekvátnu výmenu plynov v pľúcach preberá na seba technické zariadenie (ventilátor) a časť ventiluje pacient svojím spontánnym dychovým úsilím.

Pomer ventilačnej práce vykonanej pomocou spontánnej ventilácie a riadenej ventilácie závisí od klinického stavu pacienta, jeho ochorenia, technických možností ventilátora a erudovanosti obsluhujúceho personálu.

Režimy UVP a ich definície

CMV (continuous mandatory (mechanical) ventilation) (VC- volume control) – objemovo riadená ventilácia

Definícia: Ide o spôsob riadenej ventilácie, pri ktorej sa výmena plynov v pľúcach dosahuje prerušovanou insufláciou zvoleného objemu (VC volume control - objemové riadenie) do dýchacích orgánov pacienta. Pritom frekvencia ventilácie je blízka fyziologickým hodnotám. Riadiacou veličinou je dychový objem (VT), závislou veličinou je tlak v dýchacích cestách (Paw).

SCMV (assisted ventilation, synchronized continuous mechanical ventilation) (SVC- synchronized volume control – synchronizovaná objemovo riadená ventilácia)

Definícia: Je asistovaná ventilácia, resp. synchronizovaný spôsob objemovo riadenej ventilácie, pri ktorej sa výmena plynov v pľúcach dosahuje prerušovanou insufláciou zvoleného objemu synchronne s dychovou aktivitou pacienta. Synchronizácia sa dosahuje aktivovaním asistora (triggera), ktorým sa spúšťa arteficiálne inšpirium (vdych) z ventilátora.

PC (PCV -pressure controlled ventilation) - tlakovo riadená ventilácia

Definícia: Ide o spôsob riadenej ventilácie, pri ktorej sa výmena plynov v pľúcach dosahuje prerušovanou insufláciou plynu pri zvolenom tlaku P_{pc} – pressure of pressure control, (PC pressure control - tlakové riadenie), do dýchacích orgánov pacienta. Pritom frekvencia ventilácie je blízka fyziologickým hodnotám. Riadiacou veličinou je tlak v dýchacích cestách (P_{pc}), závislou veličinou je dychový objem (VT).

SPC (SPCV) (SPCV –synchronized pressure controlled ventilation) – synchronizovaná tlakovo riadená ventilácia

Definícia: Jedná sa o spôsob riadenej ventilácie, pri ktorej sa výmena plynov v pľúcach dosahuje prerušovanou insufláciou plynu pri zvolenom tlaku P_{pc} (PC pressure control- tlakové riadenie) do dýchacích orgánov pacienta. Synchronizácia sa dosahuje aktivovaním asistora (triggra), ktorým sa spúšťa arteficiálne inšpirium z ventilátora.

SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation) - synchronizovaná zástupová (zástupná) ventilácia

Definícia: Je to taký spôsob ventilačnej podpory, pri ktorom je do radu spontánnych dychových cyklov pacienta (na hladine PEEP) vradené jedno synchronizované umelé inšpirium s prednastavenými parametrami ventilácie (riadenej objemovo **SIMV-v**, alebo tlakovo **SIMV-p**), pričom pomer spontánnych a umelých ventilačných cyklov môže byť riadený časovo, alebo pomerom spontánnych dychových cyklov k umelým cyklom.

PS / PSV (pressure support ventilation) - tlaková podpora. (**ASB - assisted spontaneous breathing** = asistované spontánne dýchanie)

Definícia: Je to taký spôsob ventilačnej podpory, pri ktorej je každé pacientovo inšpiračné úsilie podporované ventilátorom a to zvyčajne tak, že ventilátor podporí spontánne dychové úsilie takým prúdom dychovej zmesi, pri ktorom dosiahne limitný, vopred zvolený pretlak (**Pps**- pressure of pressure support) v dýchacom okruhu. Prepnutie na exspiračnú fázu nastane pri

poklese prietoku plynov systémom zvyčajne na 25 - 10 % hodnôt maximálneho prietoku v dýchacom cykle. Dychové úsilie, pri ktorom dôjde k asistencii, sa zvyčajne dá nastaviť ako hodnota citlivosti asistora.

APRV (airway pressure release ventilation) - ventilácia uvoľnením tlaku v dýchacích cestách

Definícia: APRV (BiPAP) je taký spôsob ventilačnej podpory, pri ktorej u spontánne dýchajúceho pacienta na dvoch programovane striedajúcich sa hodnotách tlaku dochádza pri prechode z vyššej hladiny tlaku ($P_h = P_{pc}$) na nižšiu $P_{low} = PEEP$, k výtoku dýchacích plynov z FRC, o ktoré sa tento objem zväčšil pri prechode z nižšej hladiny tlaku na vyššiu. Striedanie hladín tlaku je synchronizované so spontánnym dýchaním pomocou asistora. Pacient má možnosť spontánneho inspiria na oboch tlakových hladinách. Pri aplikácii APRV pacient dýcha najmenej 80 % času na hodnote vyššieho tlaku (ako pri CPAP), ktorý je potom znížený na nižší tlak – uvoľnenie tlaku, na čas oveľa kratší. Striedanie tlakových hladín je teda pri nastavení APRV: $P_{pc} : PEEP = 4 : 1$ až $5 : 1$.

2-Level - (two level ventilation) - ventilácia na dvoch tlakových hladinách = (BiPAP® – bilevel / biphasic/ positive airway pressure. BiLevel®)

Definícia: je taký spôsob ventilačnej podpory, pri ktorej u spontánne dýchajúceho pacienta na dvoch programovane striedajúcich sa hodnotách tlaku dochádza pri prechode z vyššej hladiny tlaku $P_h = (P_{pc})$ na nižšiu hladinu $P_{low} = (PEEP)$ k výtoku dýchacích plynov z FRC, o ktoré sa tento objem zväčšil pri prechode z nižšej hladiny tlaku na vyššiu. Striedanie tlakových hladín je synchronizované so spontánnym dýchaním pomocou asistora. Pacient má možnosť spontánneho inspiria na oboch tlakových hladinách. Pomer striedania tlakových hladín (vyšší tlak) P_h : (nižší tlak) $PEEP$ sa zvyčajne pohybuje od $2 : 1$ do $1 : 2$. Pokiaľ aplikujeme pomer $4 : 1$ a viac, tak nastavenie je zhodné s APRV. Dá sa teda povedať, že (BiPAP) - 2-Level je určitou modifikáciou režimu APRV, či naopak.

2-Level + PS - (two level ventilation with pressure support) - ventilácia na dvoch tlakových hladinách s tlakovou podporou na nižšej hladine = (BiPAP+PS, BiPAP-SIMV® – bilevel / biphasic/ positive airway pressure. BiLevel+PS®,)

Definícia: je taký spôsob ventilačnej podpory, pri ktorej u spontánne dýchajúceho pacienta na dvoch striedajúcich sa hodnotách tlaku dochádza pri prechode z vyššej hladiny tlaku ($P_h = P_{pc}$) na nižšiu ($P_{low} = PEEP$) k výtoku dýchacích plynov z FRC, o ktoré sa tento objem zväčšil pri prechode z nižšej hladiny tlaku na vyššiu. Striedanie hladín tlaku je synchronizované so spontánnym dýchaním pomocou asistora. Pacient má možnosť spontánneho inspiria na oboch tlakových hladinách. Na dolnej tlakovej hladine (PEEP) je možné aplikovať dychovú podporu spontánneho dýchania pomocou tlakovej podpory (PS), ktorá je synchronizovaná s dychovou aktivitou pacienta – asistor.

V prípade, že aplikujeme pri spontánnom dýchaní na dolnej hodnote tlaku ventilačnú podporu pomocou PS, je tento režim ekvivalentný tzv. režimu **BiPAP – SIMV** niektorých zahraničných výrobcov.

PMLV (programmed multi level/multifrequency ventilation) - programovaná viachladi-nová/viacfrekvenčná ventilácia

Definícia: Je spôsob umelej ventilácie pľúc, či ventilačnej podpory u spontánne dýchajúceho či apnoického pacienta, pri ktorom dychový cyklus pozostáva z viacerých (najmenej troch) na rôznej tlak naprogramovaných tlakových hladín $PEEP$, $PEEP_h$, P_{pc} alebo P_{aw} , ktorých frekvencia je takisto programovateľná. Prítom ako základný režim môže byť nastavený CMV, PC, 2-Level alebo PS mód, ktoré sú synchronizované s pacientovým dychovým úsilím. Striedanie tlakových hladín a ich tlak je programovaný na základe analýzy pľúcnej mechaniky vykonávanej počítačom ventilátora.

Tento režim, pokiaľ má *viac ako 3 hladiny tlaku*, je *vhodné použiť iba u apnoického pacienta, kedy jednotlivé striedanie tlakových hladín je riadené výhradne programom ventilátora.*

CPAP (continous positive airway pressure) - kontinuálny pretlak v dýchacích cestách (dýchacích orgánoch - počas oboch fáz dýchacieho cyklu)

Definícia: CPAP je taká modifikácia tlaku v dýchacích cestách spontánne ventilujúceho pacienta, pri ktorej je udržiavaný supraatmosferický tlak v dýchacích cestách počas celého dychového cyklu.

CFVS (CFS) (continuous flow ventilatory support - continuous flow support) - ventilačná podpora kontinuálnym prietokom.

Definícia: CFS je taký spôsob ventilačnej podpory, pri ktorej sa do tracheálneho priestoru spontánne dýchajúceho pacienta privádza kontinuálny prietok plynov katétrom so zvoleným prietokom, pričom prevažne vymývaním anatomického mŕtveho priestoru dochádza k zlepšeniu alveolárnej ventilácie a znižovaniu ventilačnej práce.

Modifikácie základných ventilačných režimov programovaním niektorých parametrov a zabudovanou inteligenciou do riadiaceho počítača.

APMV (automatic proportional minute ventilation – autoadaptive servo mode) - autoadaptívny regulačný systém na báze udržania zvolenej MV (minútovej ventilácie) = MVs

Definícia: MVs je autoadaptívny systém regulácie ventilačných parametrov ventilátora vo zvolenom rozsahu, s cieľom dosiahnuť programovanú minútovú ventiláciu $MV = MVs$. Ventilátor servosystémom programu automaticky adaptuje hodnoty tlaku (Ppc Pps, Ph), prietoku plynov v inšpirii (Q_i) a frekvencie (f) tak, aby výsledná MV bola identická s predvolenou hodnotou MVs. Tento autoadaptívny mód je možné aplikovať vo všetkých základných režimoch UVP, ktoré pracujú s tlakovým riadením UVP. Autoadaptívny servomód je vhodné využiť u pacientov so spontánnou dychovou aktivitou, ale aj u pacientov apnoických. MVs koriguje výmenu plynov – minútovú ventiláciu (MV) pri meniacich sa mechanických vlastnostiach pľúc počas UVP.

PEEP (positive end expiratory pressure) – pozitívny tlak na konci výdychu

Definícia: PEEP je modifikácia tlaku v dýchacích cestách, pri ktorom nedochádza k poklesu tlaku na konci výdychu na hodnoty atmosférického tlaku (P_b), ale na programovanú supraatmosférickú hodnotu = PEEP.

Všetky vyššie uvedené ventilačné režimy na SV Chirolog AURA sú aplikovateľné s pozitívnym tlakom na konci expíria, teda PEEP.

NIV – (non invasive ventilation) - neinvazívna (nízkoinvazívna) ventilácia

Definícia: Nízkoinvazívna, resp. neinvazívna ventilácia sa dá definovať ako spôsob ventilačnej podpory, pri ktorej nie je nevyhnutné použiť invazívne zabezpečenie dýchacích ciest.

To znamená, že si nevyžaduje klasickú intubáciu a alebo tracheotómiu.

Vo väčšine prípadov je možná aplikácia tvárovou maskou, v špecifických prípadoch nazálnou maskou či náustkom. Aj CFVS je jednou z modalít NIV.

SIGH – vzdych (hlboký nádych)

Definícia: Je to prehĺbenie inšpiria jedného z dychových cyklov (zväčšenie V_{Ti} o 25 - 50%) v rade arteficiálnych dychových cyklov aplikovaných pacientovi ventilátorom počas UVP.

Zvyčajne sa nastavuje ako parameter na ventilátore na hodnotu 1 x Sigh po 40 - 200 arteficiálnych dychových cykloch. Môže sa aplikovať pri riadenej i podpornej ventilácii.

Framp – (flow of ramp) rampa (sklon nábehovej krivky tlaku a prietoku)

Definícia: Predstavuje možnosť programovania rýchlosti nábehovej krivky inšpiračného prietoku a tým aj nábehovej krivky inšpiračného tlaku v okruhu. Princípiálne ide o programované obmedzenie maximálneho inšpiračného prietoku v režimoch UVP pracujúcich na báze tlakového riadenia. Výsledkom je „zmäkčenie či zjemnenie“, spomalenie inšpiračného prietoku plynov tečúceho do dýchacích orgánov pacienta a v niektorých prípadoch zlepšenie distribúcie plynov v pľúcach.

Tubus kompenzácia (TC)

Definícia: „Tubus kompenzácia“ predstavuje pri UVP kompenzáciu tlakových (prietokových) strát, ktoré vznikajú odporom ET (TT) kanyly R_t počas arteficiálneho inšpiria.

Čím vyšší je prietok plynov počas inspiria a čím je tenšia ET kanyla, tým väčší je odpor R_t a tým väčšia tlaková diferencia (ΔP) medzi tlakom v dýchacom okruhu (P_{aw}) a tlakom v trachei (P_t). Pri UVP to znamená, že tlak nastavený v okruhu ventilátora je vždy vyšší ako skutočný tlak pôsobiaci v tracheálnom priestore. Pri ventilačnej podpore sa R_t javí ako prvok v systéme, ktorý sťažuje prietok plynov do dýchacích ciest. Eliminovať tento odpor je z pohľadu prietoku nemožné a preto hlavne pri odvykaní pacienta od ventilátora (weaning) môže byť R_t jedným z faktorov, ktorý zhoršuje schopnosť pacienta a aj personálu pacienta od ventilátora odpojiť.

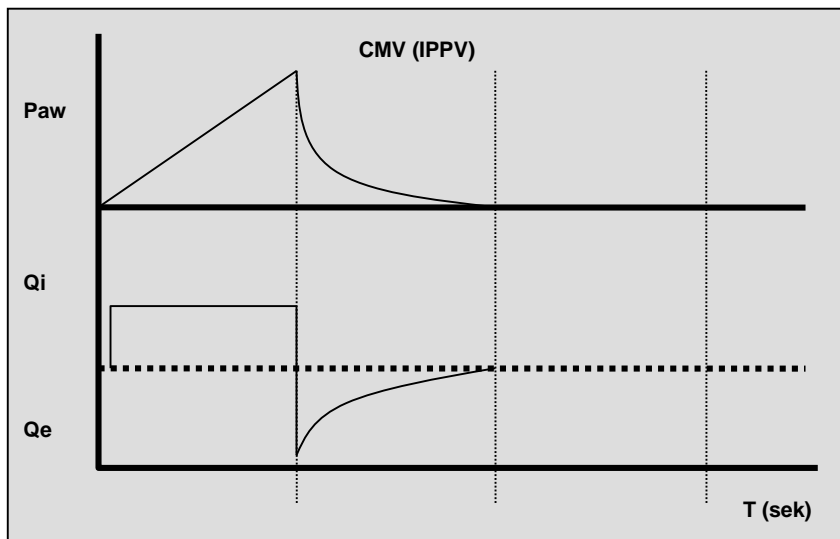
Riešením je tlaková kompenzácia odporu R_t a to tak, že tlakovú stratu (ΔP) závislú od prietoku kompenzuje ventilátor zvýšením P_{aw} v závislosti od aktuálneho prietoku definovanou ETT (TT) kanylou.

Keďže R_t je veličina nelineárna, musíme prispôbovať riadenie P_{aw} aktuálnemu prietoku.

Práca (funkcia) jednotlivých režimov UVP z pohľadu výmeny plynov a tlakovo - prietokových závislostí

V ďalšom texte a obrázkoch sa budeme snažiť v principiálnej forme a zjednodušene vysvetliť jednotlivé ventilačné režimy z pohľadu výmeny plynov, aby sme objasnili základné funkcie zvoleného režimu podľa vyššie uvedeného názvoslovia.

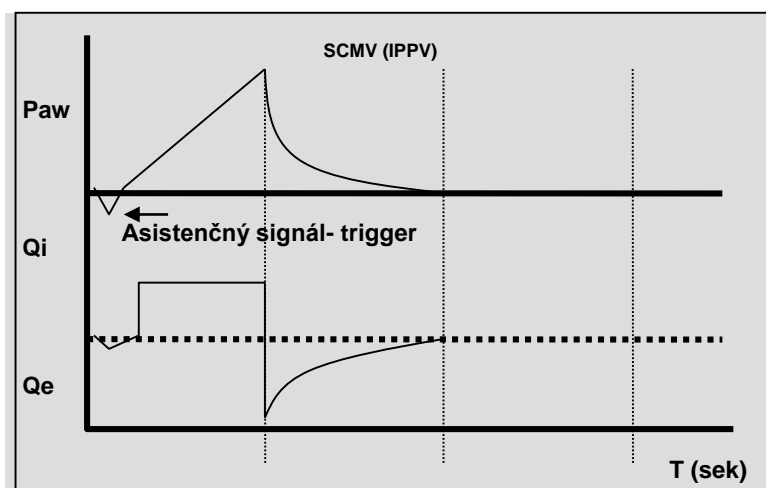
CMV (continous mandatory (mechanical) ventilation) (VC- volume control) - objemovo riadená ventilácia



Obrázok 11. CMV (IPPV)

Z krivky prietoku je zrejmé, že ide o objemovo riadenú ventiláciu s konštantným prietokom plynov počas inspiria (Q_i). Exspírium je pasívne a charakter prietoku (Q_e) je exponenciálne degeneratívny. Keďže riadiacou veličinou je dychový objem ($V_T = \text{integrál prietoku } Q_i \text{ v čase } T_i$), priebeh tlakovej krivky a jej maximálna hodnota (P_{aw}) je veličinou závislou. Hodnota P_{aw} závisí od statickej poddajnosti pľúc (C_{st}) a od rezistencie – odporu dýchacích ciest (R_{aw}).

SCMV (synchronized continous mandatory (mechanical) ventilation) (SVC - synchronized volume control) - synchronizovaná objemovo riadená ventilácia



Obrázok 12. SCMV

Z krivky prietoku je zrejmé, že ide o objemovo riadenú ventiláciu s konštantným prietokom plynov počas inšpirácie (Q_i), ktorý je spustený asistenčným signálom asistora - (triggera). Exspirium je pasívne a charakter prietoku (Q_e) je exponenciálne regresívny. Keďže riadiacou veličinou je dychový objem ($V_T = \int Q_i dt$), priebeh tlakovej krivky a jej maximálna hodnota (P_{aw}) je veličinou závislou. Hodnota P_{aw} závisí od statickej poddajnosti pľúc (C_{st}) a od rezistencie – odporu dýchacích ciest (R_{aw}).

PC (PCV -pressure controlled ventilation) - tlakovo riadená ventilácia

SPC (SPCV –synchronized pressure controlled ventilation) – synchronizovaná tlakovo riadená ventilácia.

APRV- (airway pressure release ventilation) - ventilácia uvoľnením tlaku v dýchacích cestách.

2-Level - (two level ventilation) - ventilácia na dvoch tlakových hladinách = (**BiPAP – bilevel /biphasic/ positive airway pressure. BiLevel**).

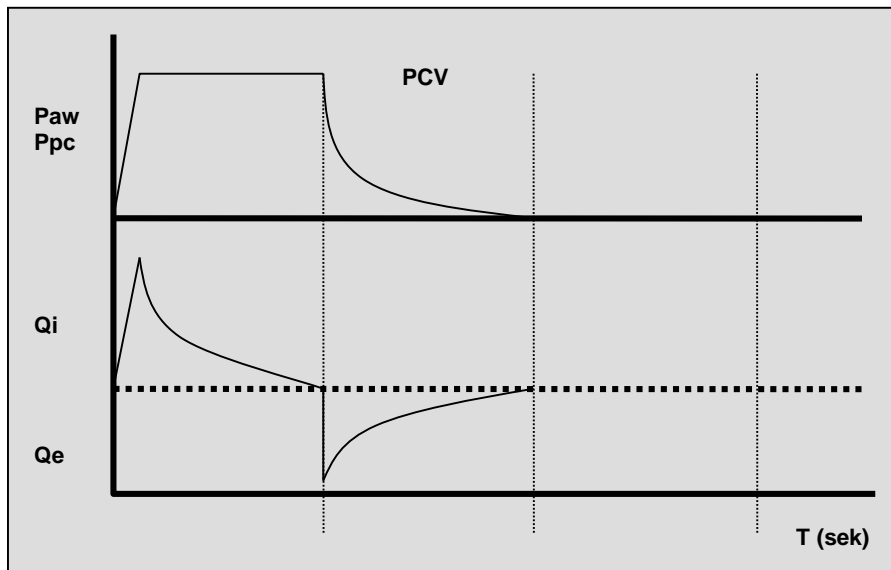
Vyššie uvedené **4 základné režimy** UVP predstavujú komplexné riešenie tlakovo riadených ventilačných režimov, ktorých principiálne ovládanie predstavuje originálne riešenie na SV Chirolog AURA.

Základný ventilačný spôsob, z ktorého vychádzajú, je režim PC, resp. SPC.

Principiálne sa režim PC (bez aktivácie asistora) aplikuje v dnešnej dobe len u pacientov bez spontánnej dychovej aktivity - apnoických. Akonáhle je prítomná dychová aktivita pacienta, aplikujú sa režimy synchronizované. Ak by sa neaplikovala synchronizácia, došlo by zvyčajne k tzv. „boju pacienta s ventilátorom“.

Na obr. 13 si vysvetlíme priebehy prietokov a tlakov u apnoického pacienta v klasickom režime PCV.

V prvom rade si musíme uvedomiť, že riadiacou veličinou pre výmenu plynov v tomto režime UVP je tlak (P_{pc} – pressure of pressure control), ktorého veľkosť si nastavujeme. V závislosti od mechanických vlastností pľúc (C_{st} a R_{aw}) sa vygeneruje prietok a sekundárne aj inšpiračný dychový objem (V_{Ti}) ($V_T = \int Q_i dt$). Tlak P_{pc} je zvyčajne konštantný, čo vygeneruje exponenciálne regresívny prietok plynov v inšpirácii (Q_i). Expiračný prietok je vždy exponenciálny – pasívny. Trvanie inšpirácie (T_i) a expirácie (T_e) je pevne programované ako nastavená frekvencia ventilácie (f) a pomer času inšpirácie k času expirácie ($T_i : T_e$), resp. ako percentuálne vyjadrenie trvania T_i z času dýchacieho cyklu (T_{cy}) = % T_i . Vyššie opísaný režim bude pracovať tak, ako sme ho opísali u pacienta bez dychovej aktivity, teda apnoického.



Obrázok 13. PCV

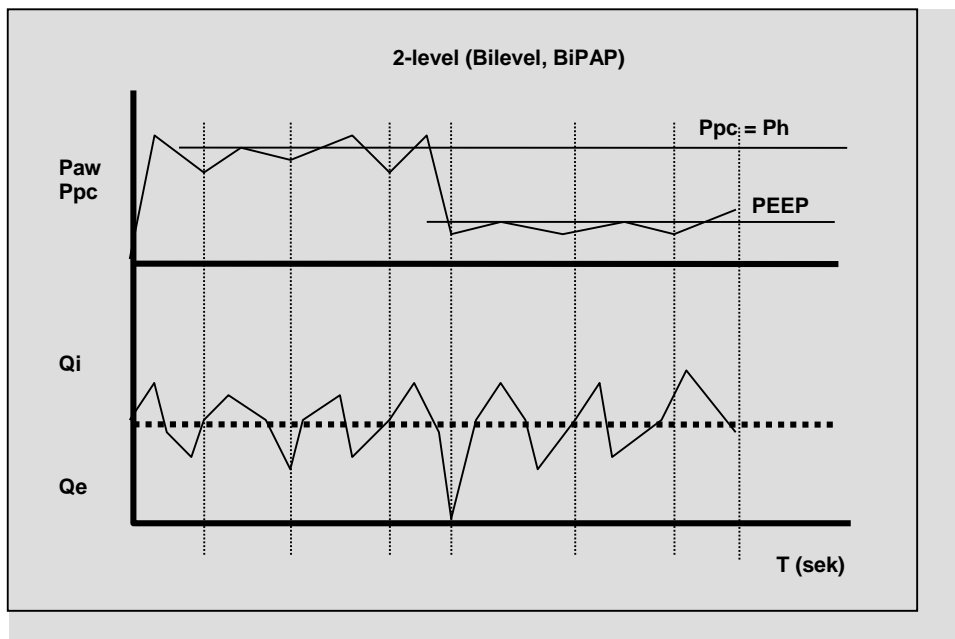
Čo ale nastane, ak pacient má, alebo v priebehu UVP v režime PCV začal mať efektívnu spontánnu dychovú aktivitu?

V prípade, ak je frekvencia spontánnej dychovej aktivity pacienta blízka či nižšia od frekvencie nastavenej - programovanej na ventilátore, začne pracovať asistor a ventilátor začne ventilovať frekvenciou na základe asistenčného signálu.

Čo však nastane, ak dychová aktivita pacienta je podstatne vyššia, ako frekvencia programovaná na ventilátore? Zvyčajne dôjde k desynchronizácii, pacient začína „boj s ventilátorom“.

Čo s ventilačným režimom SPCV u spontánne dýchajúceho pacienta?

Aby sme sa tomuto problému (vyššie uvedenému) vyhli, na ventilátore sme aplikovali *nový spôsob autoadaptivity režimu SPCV s prechodom do režimu 2-level (Bilevel BiPAP)*.



Obrázok 14. Bilevel ventilation

V prípade, že u pacienta je prítomná spontánna ventilácia v režime SPCV, ventilátor túto aktivitu identifikuje a automaticky prejde do klasického režimu 2-Level (Bilevel, BiPAP) a umožní pacientovi spontánne dýchať počas inspiračnej i počas expiračnej fázy programovaného dychového cyklu.

Prechod z režimu SPCV do režimu 2-Level je úplne automatizovaný. V prípade, že u pacienta znovu dôjde k apnoe, ventilátor pokračuje vo ventilácii v režime PCV.

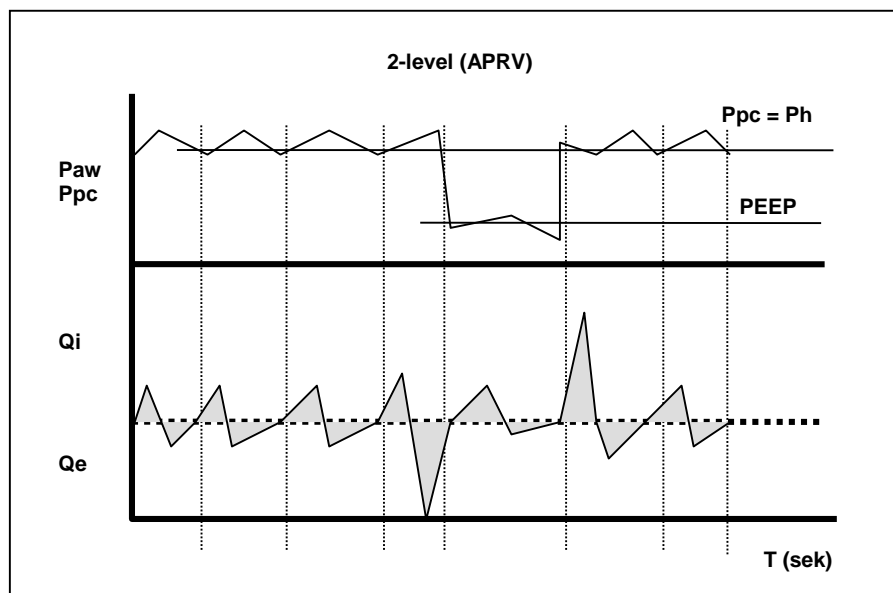
Ventilačný režim SPCV je teda automaticky, bez nutnosti nastavovania parametrov, režimom umožňujúcim spontánne dýchanie pacienta na hornej hladine tlaku ($P_{pc} = P_h$), ako aj na dolnej hladine tlaku ($PEEP = P_{low}$). Zmena programovania časov (f , $Ti\%$) je na zväžení lekára.

Z vyššie uvedeného obrázku je zrejmé, že pacient spontánne dýcha na hornej tlakovej hladine, ako aj na dolnej tlakovej hladine. Pri spontánnom dýchaní je generovaný VT daný dychovým úsilím (ventilačným úsilím) pacienta. Pri prechode z hornej hladiny tlaku na dolnú je VT generované zmenou tlaku (ΔP) medzi hornou a dolnou hodnotou tlaku – arteficiálne.

Ak si zhrnieme možnosti ventilačného režimu SPCV, tento režim zabezpečí minimálnu desynchronizáciu pacienta s ventilátorom autoadaptívnym prechodom medzi režimom SPCV a 2-level.

V prípadoch, kedy je **indikovaný ventilačný režim APRV**, postačuje zmeniť programovanú frekvenciu (f) a $Ti\%$ nastaviť nad 80 %.

Principiálne je režim APRV identický s 2-level režimom, len dĺžka trvania spontánneho dýchania na hornej hladine tlaku ($P_h = P_{pc}$) musí byť cca 80 % z dychového cyklu, ako to bolo navrhnuté autormi APRV (Stock a Downs).



Obrázok 15. APRV

2-Level +PS - (two level ventilation with pressure support) - ventilácia na dvoch tlakových hladinách s tlakovou podporou = (**BiPAP+PS** – bilevel /biphasic/ positive airway pressure with PS. **BiLevel+PS**). (**BIPAP-SIMV**)

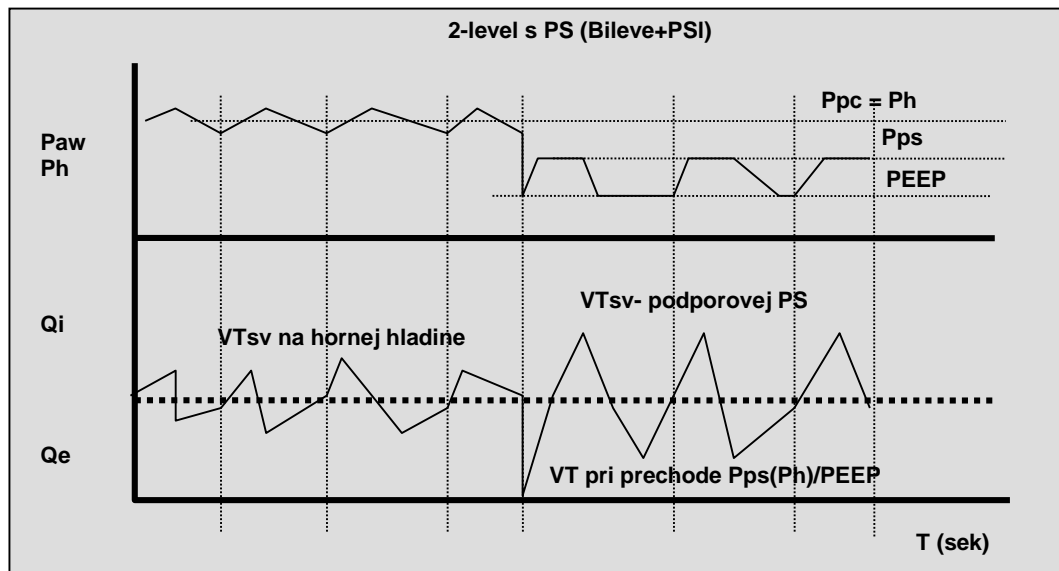
V mnohých prípadoch pri aplikácii 2-level režimu dochádza k situácii, kedy dychové úsilie (ventilačný dražv) pri spontánnej ventilácii nie je dostatočné na efektívnu výmenu plynov, teda na vygenerovanie dychového objemu spontánnej ventilácie (VT_{sv}) minimálne na hodnotu 1,5 násobku anatomického mŕtveho priestoru. $VT_{sv} = 1,5 - 2 \times V_{DA}$. V tomto prípade je spontánna ventilácia neefektívna. Aby sme sa vyhli takejto neefektívnej spontánnej ventilácii, je možné na dolnej hladine tlaku (PEEP) zaradiť ventilačnú podporu pomocou režimu PS. Je to kombinácia ventilácie 2-Level a PS. Výmena plynov sa uskutoční jednak pri prechode z hornej tlakovej hladiny na dolnú, jednak tlakovou podporou spontánneho dýchania na dolnej hladine (PEEP) pomocou PS tak, aby VT spontánneho dýchania bolo na hodnote vyššej ako 1,5 - 3 násobok V_{DA} , či podľa zväženia lekára.

V prípade, že aplikujeme pri spontánnom dýchaní na dolnej hodnote tlaku ventilačnú podporu pomocou PS, je tento režim ekvivalentný tzv. režimu **BiPAP - SIMV**, niektorých zahraničných výrobcov. Pozri obr. 6.

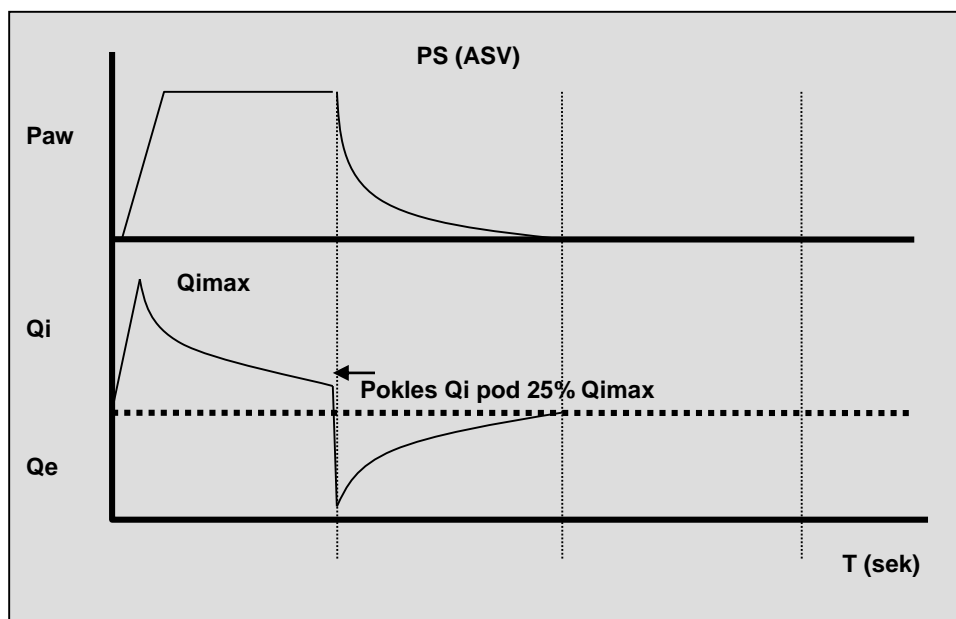
PS (PSV) (pressure support ventilation) - tlaková podpora. **ASV**- assisted spontaneous ventilation

Predstavuje jeden z najtolerovanejších ventilačných režimov z pohľadu desynchronizácie a „boja“ pacienta s ventilátorom.

Na rozdiel od iných režimov je jeho riadenie založené na udržiavaní konštantného nastaveného tlaku (P_{ps} - pressure of pressure support), ale riadenie trvania inšpiria je prietokové. Pri poklese prietoku inšpirovaných plynov pod 25 - 12 % hodnoty maximálneho prietoku (Q_{imax}) ukončí ventilátor inšpiračnú fázu dychového cyklu a prepne do expíria, ktorého čas je definovaný pomocou programovanej frekvencie (f). V prípade, že pacient dýcha spontánne, udáva frekvenciu ventilácie asistor-trigger.



Obrázok 16. 2-Level + PS



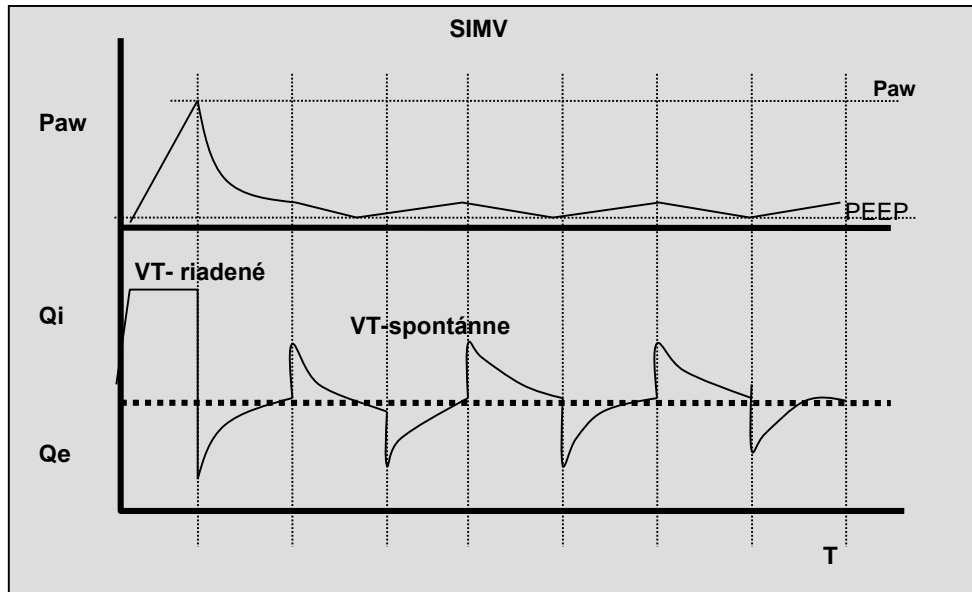
Obrázok 17. PSV, ASV

V prvom rade si musíme uvedomiť, že riadiacou veličinou pre výmenu plynov v tomto režime UVP je tlak (Pps - pressure of pressure support), ktorého veľkosť si nastavujeme. V závislosti od mechanických vlastností pľúc (C_{st} a R_{aw}) sa vygeneruje prietok a sekundárne aj inspiračný dychový objem (V_{Ti}) ($V_T = \text{časový integrál } Q_i$). Tlak Pps je zvyčajne konštantný, čo vygeneruje exponenciálne degresívny prietok plynov v inspiriu (Q_i). Expiračný prietok je vždy exponenciálny - pasívny. Trvanie inspiria (T_i) je dané riadením cez prietok Q_i , pri poklese Q_i pod 25 - 12 % Q_{imax} . Expirium (T_e) je pevne programované z nastavenej frekvencie ventilácie (f). Princípiálne pracuje režim PS na tej istej fyzikálnej báze aj kombinovaných režimoch (2-Level + PS, SIMV+PS, 3-Level s PS), ako je opísané vyššie.

SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation) - synchronizovaná zástupová (zástupná) ventilácia

V súčasnosti sa pomaly od aplikácie SIMV režimov ustupuje, pretože i pri dobrej synchronizácii vradenie arteficiálneho inspiria do radu spontánnych inspirií vedie často k desynchronizácii pacienta s ventilátorom. Je však možnou alternatívnou ventilačnej podpory u niektorých pacientov.

Princíp funkcie SIMV je na obr. 18.



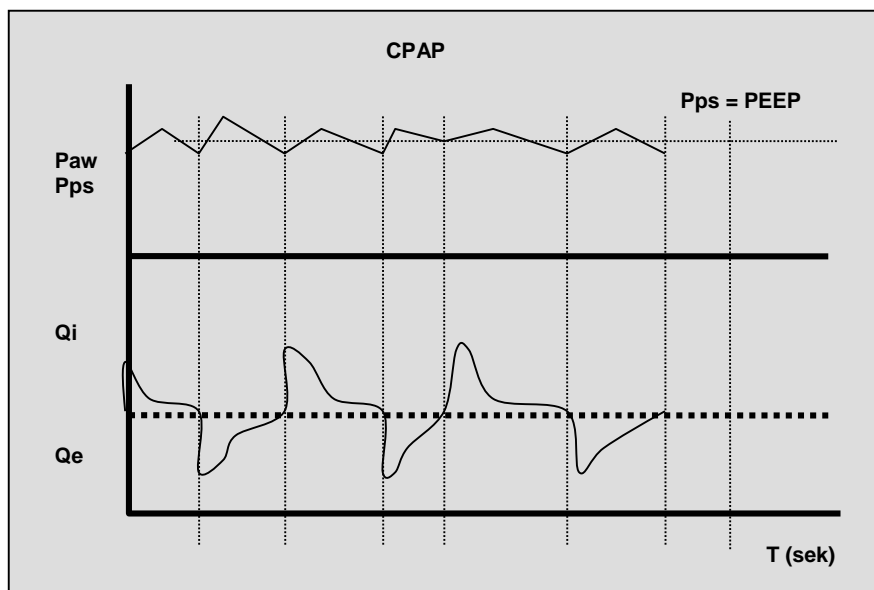
Obrázok 18. SIMV

V tomto režime sú spojené prakticky 2 režimy UVP, a to pre riadené inspírium jeden cyklus riadený objemovo, (VC) a pre spontánne cykly - automatická ventilačná podpora na hodnote PEEP pre uľahčenie spontánneho dýchania.

CPAP (continuous positive airway pressure) - kontinuálny pretlak v dýchacích cestách. (dýchacích orgánoch-počas oboch fáz dýchacieho cyklu)

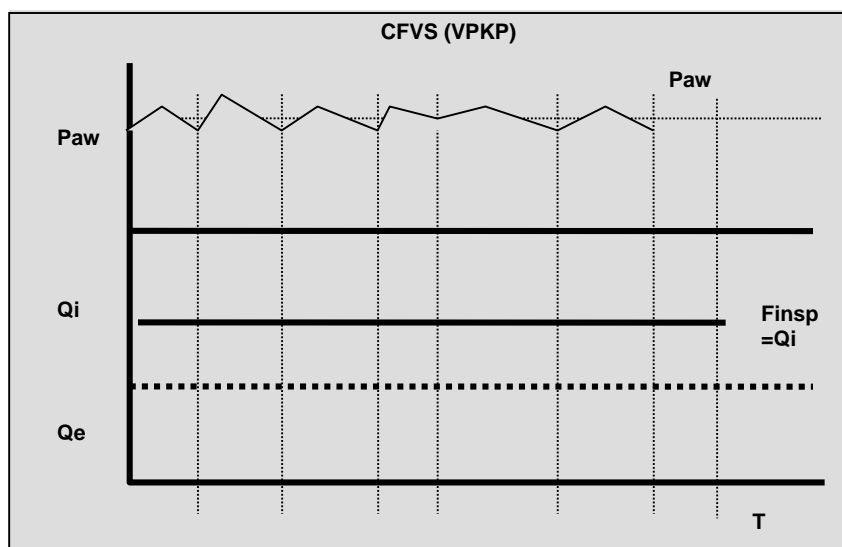
CPAP predstavuje v súčasnosti jednu z modalít neinvazívnej ventilácie, ktorú je možné okrem intubovaných pacientov aplikovať aj dobre tesniacou tvárovou maskou. Výhody používania neinvazívnej ventilácie (NIV) sú opísané v elektronickom manuáli k ventilátoru.

Z priebehu kriviek P a Q je zrejmé, že ide o spontánne dýchanie na zvolenej hladine pretlaku (Paw). Ventilačný režim CPAP je odvodený z režimu PS a na ventilátore sa nastavuje tak, že hodnota Pps sa nastaví na tú istú hodnotu ako PEEP, teda pacient bude spontánne dýchať na jednej tlakovej hodnote $PEEP = Pps = Paw$.



Obrázok 19. CPAP

CFVS (CFS) (continuous flow ventilatory support – continuous flow support) - ventilačná podpora kontinuálnym prietokom



Obrázok 20. CFVS (CFS)

Z obrázka je viditeľné, že prietok plynov ($Q = F_{insp}$), ktorý je programovaný, je konštantný. Pri spontánnom dýchaní, ktoré musí byť prítomné sa na tlakovej krivke objavujú diskkrétne zmeny $\pm P_{aw}$, ktoré sú spôsobené prietokom plynov v dýchacích cestách.

Na začiatku pripojenia pacienta na CFVS pri príprave ventilátora a katétra je vhodné zmerať pred zavedením tlak P_{aw} po pripojení katétra (bez pacienta), aby sme vedeli jeho odpor.

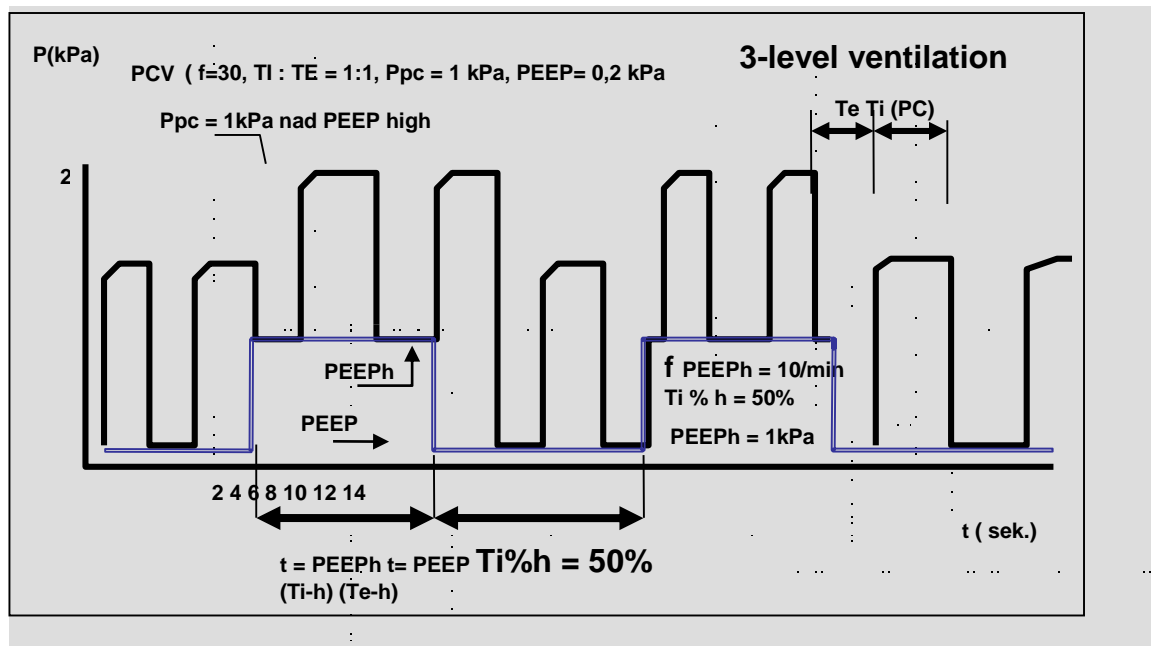
V prípade, že počas trvania ventilačnej podpory stúpne tlak P_{aw} o 50 - 75 % oproti východ-
ziamu, svedčí to o zanesení katétra hlienmi a nutnosti jeho výmeny.

P3-LV (Programmed three Level Ventilation) – programovaná trojhladinová ventilácia

Predpokladajme, že pacient je ventilovaný ventilačným režimom pressure control (PC či PS) zvolenými parametrami $P_{pc} = 2 \text{ kPa}$, $f = 30 \text{ d} \cdot \text{min}^{-1}$, $T_I:T_E = 1:1$. Tento ventilačný režim teda považujeme za režim na popredí, resp. za základnú hladinu UVP.

Na pozadí tohoto ventilačného režimu aplikujeme napríklad striedavo dve hladiny PEEP s parametrami **PEEP_h** (PEEP high) = 1 kPa, **PEEP** = 0,2 a $f_{PEEP_h} = 1/3$ z frekvencie PC = 10 $\text{d} \cdot \text{min}^{-1}$. Pomer $T_I : T_E$ nastavbovej hladiny nech je 1:1, t.j. $(T_{i_{high}}) Ti\%h = 50 \%$.

Na obrázku 21 vidíme striedanie troch hladín tlakov.



Obrázok 21. 3-Level ventilation

Technologické doplnky režimov UVP zlepšujúce užívateľské vlastnosti ventilátora

Bias Flow

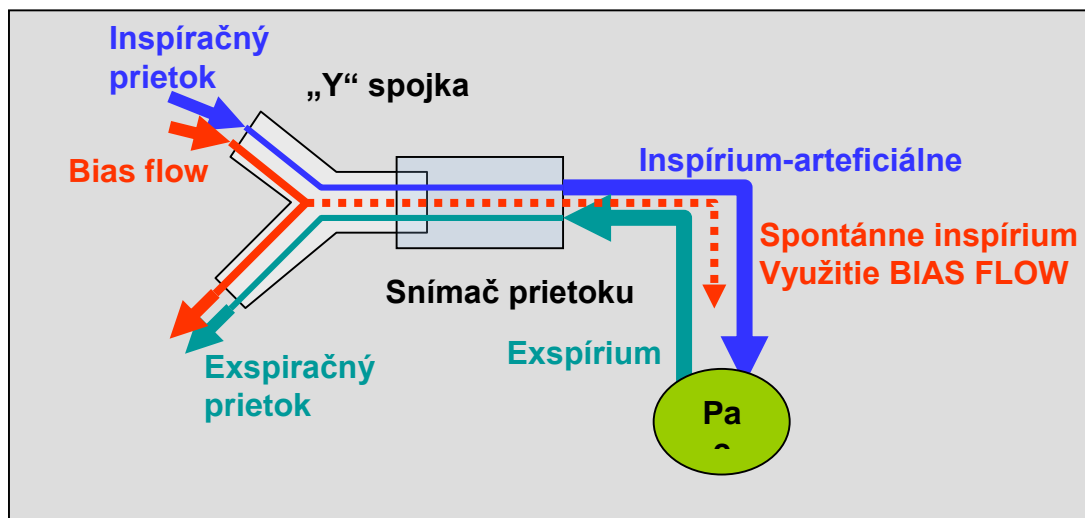
Bias flow je pomerne ťažko preložiteľný výraz. Významovo znamená približne „zdrojový prietok“, „zásobný prietok“ plynov.

Je to konštantný, ale nastaviteľný prietok plynov, tečúci dýchacím okruhom ventilátora počas expiračnej fázy dychového cyklu ventilátora. Vytvára dynamickú zásobu plynov v okruhu. Táto „dynamická zásoba“ je využiteľná pacientom v iniciálnej inspiračnej fáze spontánneho dychového cyklu ako objem plynov, ktorý môže vdýchnuť ešte pred aktiváciou asistora (triggera). Až po aktivácii asistora začína vlastné arteficiálne inspirium - aktívna insuflácia plynov ventilátorom, teda vlastná inspiračná fáza dychového cyklu ventilátora. Na druhej strane, voľný prietok plynov v iniciálnej fáze inspiria umožňuje takmer bezodporovú aktiváciu prietokového asistora.

Bias flow (BF) môže výrazným spôsobom vplývať na alveolárny inspiračný tlak P_{AI} v jeho iniciálnej fáze, kedy tento tlak je výrazne negatívny a jeho extrémne znižovanie do záporných hodnôt môže zásadným spôsobom ovplyvňovať transudáciu tekutín a solutov do alveolárneho priestoru.

Fyzikálne princípy

Za normálnych okolností, pri aplikácii bias flow preteká v expiračnej fáze UVP okruhom okrem exspirovaného plynu aj zvolený prietok = bias flow. Tento prietok sa nastavuje zvyčajne od 1 do 20 l*min⁻¹.



Obrázok 22.

Na schéme vidíme, že počas expiračnej fázy, v iniciálnej inspiračnej fáze spontánneho dychového úsilia pacienta, (z pohľadu ventilátora je to ešte stále expiračná fáza pred aktívnou insufláciou plynov do pľúc pacienta ventilátorom) môže pacient inspirovať dýchací plyn z objemu bias flow až do aktivácie triggera. Po aktivácii asistora dochádza k arteficiálnemu inspiračnému prietoku, ktorý je generovaný ventilátorom. V expiračnej fáze vyteká exspirovaný plyn z pacienta a cez okruh, akoby bypassom – cez „Y“ spojku preteká aj plyn generovaný ako bias flow.

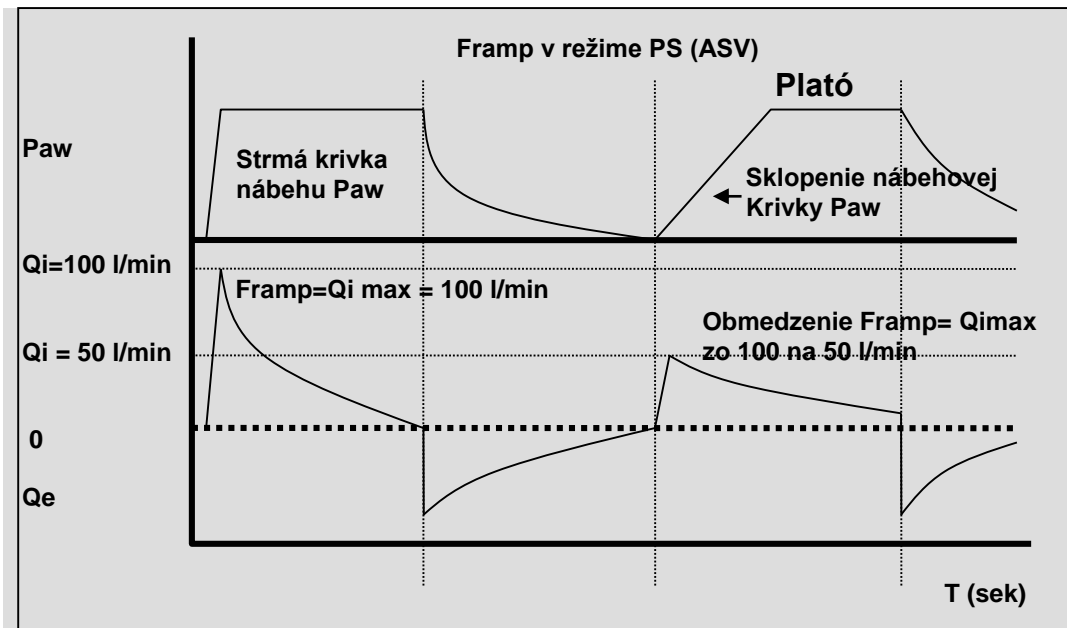
Významné biofyzikálne vplyvy „bias flow“

1. Ako už bolo vyššie spomenuté, aplikácia BF zlepšuje rýchlosť aktivácie asistora (triggera).
2. Umožňuje v iniciálnej inspiračnej fáze spontánnej dychovej aktivity pacienta nadýchnuť sa z „dynamickej zásoby dýchacích plynov“.
3. Najvýznamnejším účinkom je ale znižovanie nádychových alveolárnych tlakov a ich nepriaznivých účinkov na pľúca samotné.

Framp - (flow of ramp) rampa (sklon nábehovej krivky tlaku a prietoku)

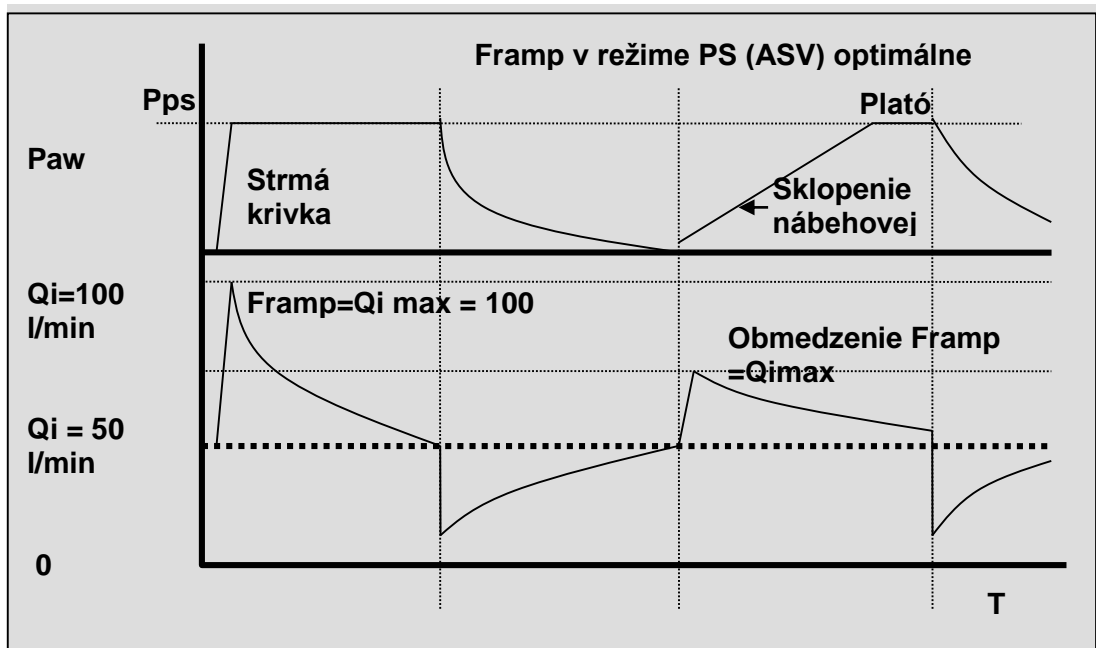
Z klinického hľadiska predstavuje nastaviteľnú modifikáciu inspiračnej prietokovej krivky, ktorej význam spočíva v tom, že pri zmenšení inspiračného prietoku $Q_{max} = F_{insp}$ sa rýchlosť vzostupu tlaku v okruhu (P_{pc} , P_{ps}) spomalí a čas na dosiahnutie prepínacieho tlaku (v režime PS) sa predĺži. Druhý, nie nepodstatný účinok spomalenia prietoku v režimoch s tlakovým riadením, je v pomalšom náraste tlaku v dýchacích orgánoch a teda „tlakový náraz“ v iniciálnej fáze inspiria sa podstatne zníži, čo vedie k menšej traumatizácii pľúcneho parenchýmu. Na obrazovke ventilátora sa pri sledovaní tlakovej krivky prejaví jej „sklopením“ doprava, z čoho vyšlo aj pomenovanie - rampa.

Na nasledujúcich obrázkoch je schematicky znázornené znižovanie F_{insp} a jeho vplyv na tlak a prietok plynov v okruhu.



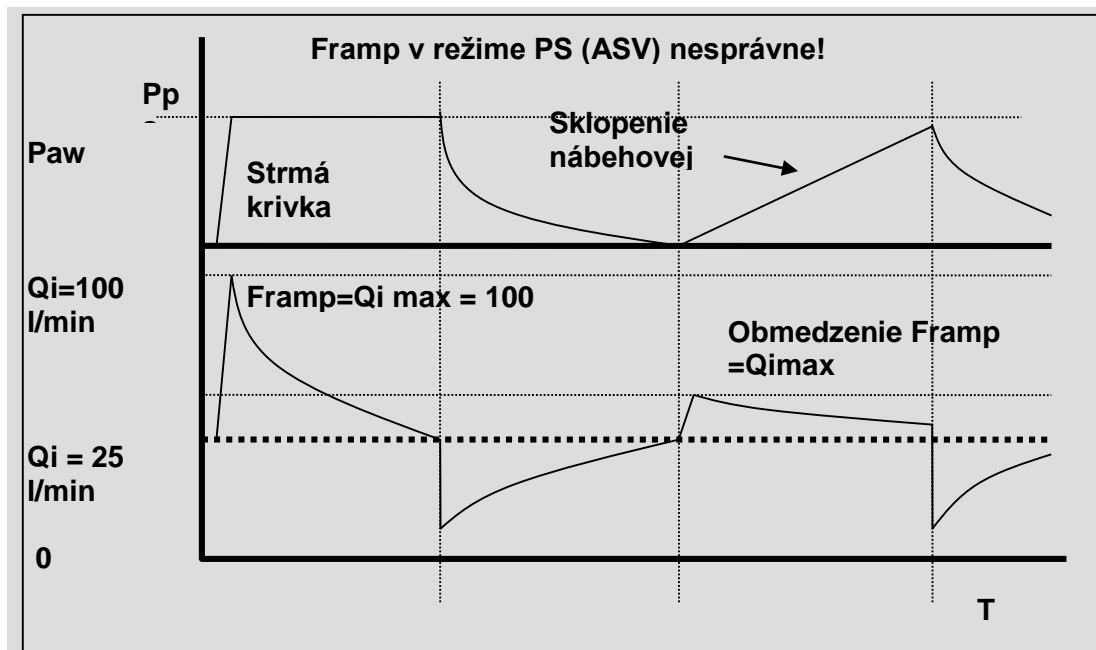
Obrázok 23.

Na obr. 23 vidíme, že pri nastavení Framp napríklad na hodnotu maximálnu, napr. 100 l/min je krivka nábehu P_{aw} strmá. Pri obmedzení Framp na 50 l*min⁻¹ vidíme nižšiu prietokovú amplitúdu a zároveň sa krivka P_{aw} sklopila doprava (ako zatvárajúca sa rampa).



Obrázok 24.

Na obr. 24 vidíme nastavenie Framp zo $100 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$ na $40 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$, čo vedie ešte k väčšiemu sklopeniu krivky Paw. V prípade, že znížime Framp pod kritickú hodnotu, môže dôjsť k takému poklesu Paw, že nedosiahne hodnotu Ppc (Pps). Preto je pri nastavovaní Finsp nevyhnutné dôsledne sledovať sklon krivky a nastaviť Finsp na hodnoty, kedy je na vrchole krivky Paw ešte *plató*.



Obrázok 25. Framp v režime PS (ASV) nesprávne nastavenie!

Na obr. 25 vidíme, že nastavenie Finsp na hodnotu $25 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$ viedlo v tomto simulovanom prípade k tomu, že sklopenie nábehovej krivky Paw je tak veľké, že nedosahuje ani hodnotu predvoleného tlaku Pps. Takéto nastavenie vedie k výraznému poklesu VT a problémom s prepínaním dychových cyklov. Takéto nastavenie je nevhodné.

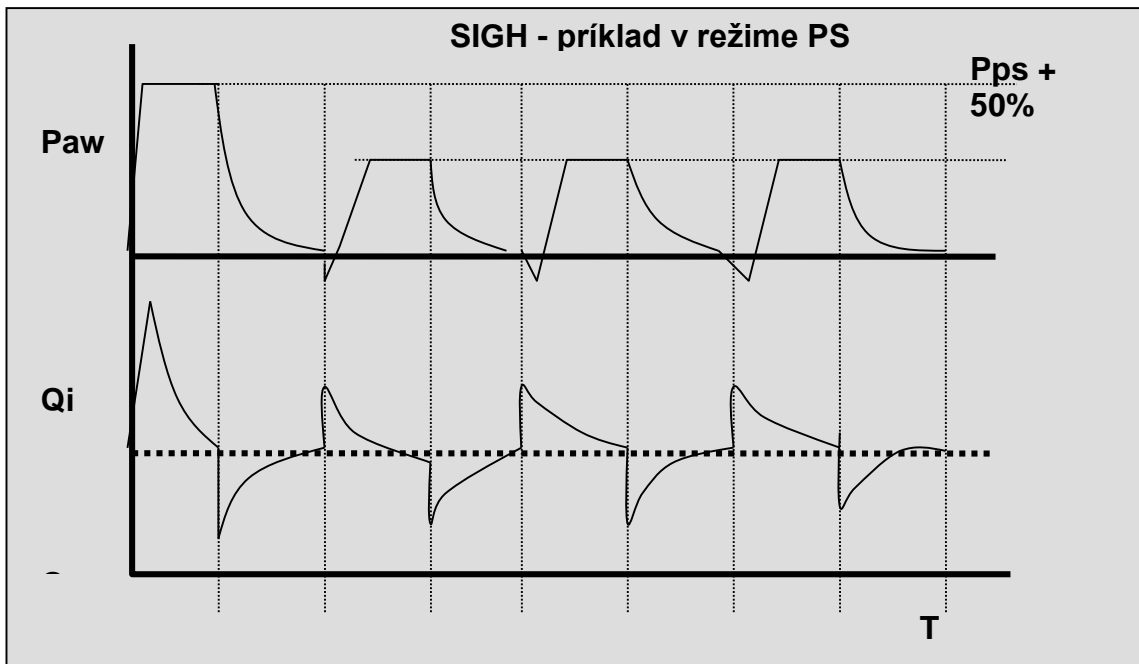
Z vyššie uvedených príkladov je zrejmé, že k nastavovaniu Finsp (rampy) sa musí pristupovať citlivo, za trvalej kontroly tvaru krivky Paw, aby sa optimálne nastavilo „sklopenie rampy“, čo je prínosom, ale aby na druhej strane sklopenie nebolo príliš veľké, čo je nevhodné. Optimálny tvar sklopenia krivky Paw je na obr. 24.

SIGH – vzdych (hlboký nádych)

Aj u normálneho zdravého človeka dochádza pri spontánnom dýchaní po niekoľkých desiatkach dychových cyklov k jednému hlbšiemu nádychu. Fyziologicky sa to vysvetľuje potrebou prevzdušniť neaktívne bronchoalveolárne kompartmenty.

Aj počas UVP, ktorá hlavne v režimoch bez spontánnej dychovej aktivity je zvyčajne stereotypná, je vhodné zaradiť v rade arteficiálnych dychových cyklov jeden „vzdych“ – prehĺbené inšpirium. Za týmto účelom je možné ventilátor naprogramovať tak, aby po určitom (zvolenom) počte stereotypných arteficiálnych dychových cyklov došlo k aplikácii jedného prehĺbeného inšpiria. Prehĺbenie je zvyčajne o cca 50 % vyšším VT alebo Ppc (Pps).

Voľba frekvencie prehĺbeného cyklu sa volí nastavením SIGH ako jeden prehĺbený cyklus po 10 - 100 cykloch štandardných. Teda ak nastavíte SIGH na hodnotu 50, potom každé 50-te inšpirium bude prehĺbené.



Obrázok 26.

Na obr. 26 je znázornený príklad vradenia jedného prehĺbeného dychu v režime PS, kedy ventilátor pridá pri aplikácii SIGH tlak tlakovej podpory (Pps) na hodnotu o 25 % vyššiu, ako je nastavená. Tým sa do pľúc pacienta dostane väčší objem plynov = vzdych. Pri objemovo kontrolovaných režimoch pridá ventilátor objem V_T zvýšený o cca 50 %. V prípade prekročenia nastavenej alarmovej hranice tlaku v okruhu Paw_{max} , tlak aj objem budú limitované a aktivuje sa alarm prekročenia maximálneho tlaku v okruhu ventilátora. Je preto nevyhnutné **pozorne nastaviť hornú hranicu Paw_{max}** .

Leakage – únik pri NIV – (non invasive ventilation)

Základným problémom aplikácií NIV tvárovou maskou, nazoorálnou maskou, či náustkom je únik plynov okolo masky. Časť plynov zvyčajne v inšpiriu uniká cez netesnosti a teda aplikované V_T je rozdielne od V_{TG} , ktoré je generované ventilátorom. V_{TE} je teda výrazne menšie ako $V_{TI} = (V_{TG} - \text{generované})$. Tento rozdiel zvyčajne hlási ventilátor alarmom „**leakage**- únik“. Tento alarm za podmienok klasickej invazívnej ventilácie je oznamovaním netesnosti okruhu alebo ET kanyly.

Veľkosť úniku sa zvyčajne vyjadruje v % z dodávaného objemu plynov počas inšpiria, teda V_{TI} . V prípade, že napríklad V_{TI} je 1000 ml, ale V_{TE} je len 500 ml, ventilátor vyhodnotí únik ako 50 %.

V prípade, že aplikujeme NIV, kde je únik zvyčajne okolo 10 – 40 %, je nevyhnutné nastaviť „tolerovanie“ úniku na zvolenú hodnotu. Za týmto účelom je na ventilátore ovládací prvok **LEAKAGE**, ktorým sa nastaví „dovolený“ únik, ktorý nebude ventilátorom vyhodnotený ako alarm. Nastavuje sa zvyčajne na hodnoty okolo 20 - 45 %.

Počas NIV sa odporúča aplikovať ventilačné režimy „tlakové“ PC, PS, BiLevel, **objemovo kontrolované režimy sú nevhodné**. Tlakovo riadené režimy už zo svojho fyzikálneho princípu kompenzujú úniky okolo masky až do 50 % VT.

Súhrn ku kapitole

Úlohou tejto kapitoly bolo vysvetlenie niektorých úplne základných, prevažne názvoslovných odlišností použitých pri rôznych ventilátoroch, ako aj základných funkčných vlastností a riadenie ventilátora pri jednotlivých ventilačných režimoch.

Otázka na záver

Vie niekto detailne opísať funkciu a popis riadenia všetkých nižšie uvedených ventilačných režimov používaných na „zblbnutie“ lekára?... nezmyselný? „konkurenčný boj“? hlavne brána do „odlíšenia“ firiem a Pacientovi to prináša.....čo?

- | | |
|--|----------------------------|
| 1. «Controlled mandatory ventilation» («CMV») | 25. «Dual control – DC-CSV |
| 2. «Continuous mechanical ventilation» («CMV») | 26. «ASB |
| 3. «Controlled mechanical ventilation» («CMV») | 27. «IMV |
| 4. «Control mode» | 28. «SIMV |
| 5. «Continuous mandatory ventilation + assist» | 29. «VC IMV |
| 6. «Assist control» («AO») | 30. «PC IMV |
| 7. «Assist/control» («AIO») | 31. «VC IMV+PS |
| 8. «Assist-control ventilation» («ACV») («A-O») | 32. «PC IMV+PS |
| 9. «Assisted mechanical ventilation» («AMV») | 33. «DC IMV + CPAP |
| 10. «Volume controlled ventilation» («VCV») | 34. «BIPAP |
| 11. «Volume control» («VO») | 35. «DuoPAP |
| 12. «Volume control assist control» | 36. «Bilavel |
| 13. «Volume cycled assist control» | 37. «Bivent |
| 14. «Ventilation + patient trigger» | 38. «2LV |
| 15. «Assist/control + pressure control» | 39. «APRV |
| 16. «Pressure controlled ventilation» («PCV») | 40. «BiPAP+PC |
| 17. «Pressure controlled ventilation + assist» | 41. «BIPAP+PS |
| 18. «Pressure control» («PC») | 42. «BIPAP+AS |
| 19. «Pressure control assist control» | 43. «MMV |
| 20. «Time cycled assist control» | 44. «EMMV |
| 21. «IPPV | 45. «VV+ |
| 22. «PSV | 46. «VS |
| 23. «CPAP | 47. «VTP/S |
| 24. «PC CSV | 48. «PRCV |
| | 49. «Auto-mode |
| | 50. «PAV |
| | 51. «PPS |
| | 52. «ASV |
| | 53. «APMV |
| | 54. 3LV, 4LV |
| | 55. HFM CAPA, Bubble CPAP |
| | 56. NAVA |

Bude lepšie používať nové definície režimov? Rozdelenie podľa riadenia ventilácie?

Myslím, že je potrebné nad tým pouvažovať a považujem to za kladný prínos v porovnaní s vyššie uvedeným zoznamom režimov!

III. Ventiláčne režimy - navrhované názvoslovie (upravené podľa konceptu fy. Dräger)

V prípade, že pacient je pripojený na ventilátor, môže tento ventilovať pacienta rôznymi spôsobmi.

Principiálne môže pracovať v režime **mandatórnom (riadenom)**, kedy všetku ventiláčnú prácu vykonáva ventilátor, prípadne kedy podstatnú časť ventiláčnej práce vykonáva ventilátor a malú časť (pre spustenie aktiváciu asistora - triggera), pacient svojim dychovým úsilím. V tomto prípade je inšpirium spúšťané spontánnym dychovým úsilím pacienta (triggerom).

V prípade, že pacient dýcha spontánne, či už je schopný vykonať takmer všetku, alebo len časť ventiláčnej práce, ventilátor vykonáva **podporu spontánneho dýchania (podporná ventilácia)**. V oboch prípadoch bez ohľadu na to aký PEEP aplikujeme.

- A. Ventilátory umožňujú aplikovať v podstate **4 skupiny základných** ventiláčnych režimov
 - 1. Ventilácia s objemovým riadením (**Volume Control**)
 - 2. Ventilácia s tlakovým riadením (**Pressure Control**)
 - 3. Ventilácia s prietokovým riadením (**Flow Control**)
 - 4. Spontánne / asistované režimy (**Spontaneous Assist**).

- B. Okrem základných ventiláčnych režimov umožňujú ventilátory aplikovať **počítačom asistované módy ventilácie**.

- C. Ventilátory umožňujú aj aplikácie a nastavovanie niektorých ďalších parametrov vhodných pre reguláciu a prispôsobenie ventilácie stavu pacienta.
 - 1. **Bias flow**
 - 2. **Rampa (Flow ramp)**
 - 3. **TC - Tubus compensation**
 - 4. **NIV – neinvazívna ventilácia v tlakových režimoch**
 - 5. **AF - Automatic flow** (autoflow).

- D. Niektoré ventilátory sú vybavené aj špecifickým „neinvazívnym“ podporným režimom UVP, tzv. **CFVS** - continuous flow ventilation support u spontánne, ale nedostatočne ventilujúceho pacienta.

- E. **APMV** – automatická proporcionálna minútová ventilácia (automatic popportional minute volume) je formou CAV - computer assisted ventilation.

Nie je špeciálny režim, ale **mód riadenia ventilácie** a to: volume control, pressure control i flow control, stojaci nad režimami a vhodným riadením parametrov jednotlivých režimov udržiava lekárom zvolenú minútovú ventiláciu, pričom umožní v prípade spontánnej dychovej aktivity pacienta MV prekročiť, ale nie dosahovať hodnoty nižšie ako zvolené.

Ventiláčne režimy objemovo riadené (VC – volume control)

- 1. VC – CMV – objemovo riadený režim bez asistencie
- 2. VC – SCMV – objemovo riadený s aktívnym asistorom (triggerom)
- 3. VC – SIMV – objemovo riadené synchronizované IMV
- 4. VC – PMLV – objemovo riadená programovaná multilevel / multifrequency ventilácia.

Okrem režimu 1 sú ostatné plne kompatibilné s počítačovo riadeným módom APMV, ktorý udržiava zvolenú hodnotu minútovej ventilácie (v režime VC - CMV nemá význam).

Ventilačné režimy riadené tlakovo (Pressure control)

1. PC – (PC-CMV) - tlakovo riadený režim bez funkcie asistora
2. PC – AC - tlakovo riadený režim s asitorom
3. PC – 2LV - dvojhladinová ventilácia ako (Bilevel, BiPAP)
4. PC - APRV- ventilácia uvoľnením tlaku v dýchacích cestách
5. PC – SIMV - tlakovo riadené synchronizované IMV
6. PC – HF - tlakovo riadená so suprafyziologickými frekvenciami
7. PC – MLV- tlakovo riadená programovaná multilevel/multifrequency ventilácia
8. PC – MLV- HF - tlakovo riadená programovaná multilevel/multifrequency ventilácia so suprapozíciou suprafyziologických frekvencií.

Všetky režimy sú plne kompatibilné s počítačovo riadeným módom APMV, ktorý udržuje zvolenú hodnotu minútovej ventilácie .

Ventilačné režimy riadené prietokom alebo kombináciou prietok/tlak (FC- flow control)

1. FC –PS- CMV – pressure support control, riadený režim pressure support
2. FC – PS -AC – pressure support assist (klasický režim PSV)
3. FC – PS - AWM – pressure support – automatic weaning mode
4. FC – PS - MLV – prietokovo riadená programovaná multilevel/multifrequency ventilácia
5. FC - CFVS - continuous flow ventilation support.

Režim 1 - 4 sú kompatibilné s APMV módom.

Režimy spontánneho dýchania s asistenciou (SPO – spontaneous ventilation)

1. SPO – CPAP/PS – CPAP s tlakovou podporou
2. SPO – CPAP – klasické CPAP
3. SPO – CFVS – continuous flow ventilation support
4. SPO – NCPAP – nasal CPAP for newborn.

Režim 1 je kompatibilný s APMV riadením a je porovnateľný s režimami CPAP-VS, ako aj s proporcionálnou tlakovou podporou.

Všetky režimy , ktoré sú kompatibilné s APMV, sú zároveň kompatibilné s vyššími formami počítačovej asistencie CAV – computer assisted ventilation.

Formy režimov

Primárna veličina riadiaca ventilátor v nastavenom režime je daná **prefixom** (VC – volume control), (PC – pressure control), (FC- flow control) a (SPO – spontaneous). U režimov asistujúcich spontánne dýchanie môže byť riadenie ventilátora tlakové i prietokové, duálne, ako aj s počítačovou asistenciou – CAV (computer assisted ventilation).

Riadiace premenné štartu inspiria

Inspirium môže byť iniciované pacientom, alebo prístrojom - môžeme to nazvať, že inspirium je spúšťané pacientom alebo je inspirium spúšťané ventilátorom.

Spúšťanie riadeného inspiria pacientom

V prípade, že inspirium riadeného aj podporného vdychu je spúšťané pacientom, musí tento mať prítomnú spontánnu, aj keď nie suficientnú dychovú aktivitu. Vo väčšine ventilátorov sa používa **prietokový trigger**, ktorý zaregistruje prietok plynu na začiatku inspiria a spustí inspirium riadeného vdychu. Niektoré ventilátory používajú tlakový (**podtlakový**) **trigger**, ktorý je už z fyzikálneho princípu menej citlivý. **Citlivosť triggera** sa dá meniť tak, že až pri zvolenej intenzite prietoku (podtlaku) sa aktivuje inspirium. Počas dychového cyklu existuje

časové obdobie, počas ktorého prístroj „očakáva“ triggerový impulz od pacienta, ktorému hovoríme **triggerovacie okno**. Na ventilátoroch je väčšinou nastavované automaticky.

Spúšťanie riadeného inspiria ventilátorom

Ventilátorom spúšťané arteficiálne inspirium je nezávislé od pacientovej dychovej aktivity, zvyčajne u pacientov bez spontánneho dýchania. Spúšťanie inspiria je exkluzívne závislé od nastavenia časových parametrov (f-frekvencia, $T_i : T_e$, resp. hodnota T_i). V niektorých módoch ventilácie je možné **spúšťanie inspiria počítačom ventilátora** (po vyhodnotení parametrov ventilácie počítačom diagnostického systému ventilátora - CAV).

Spúšťanie expíria

Expírium je spúšťané (začína sa) po uplynutí zvoleného času (**cyklovanie časové**), po poklese inspiračného prietoku (**cyklované prietokom**), po dosiahnutí tlaku v okruhu – (**tlakové cyklovanie**) - (len niektoré ventilátory) a **spúšťané počítačom ventilátora** (po vyhodnotení parametrov ventilácie počítačom diagnostického systému ventilátora).

Princípy prepínania dýchacieho cyklu

Začatie inspiria

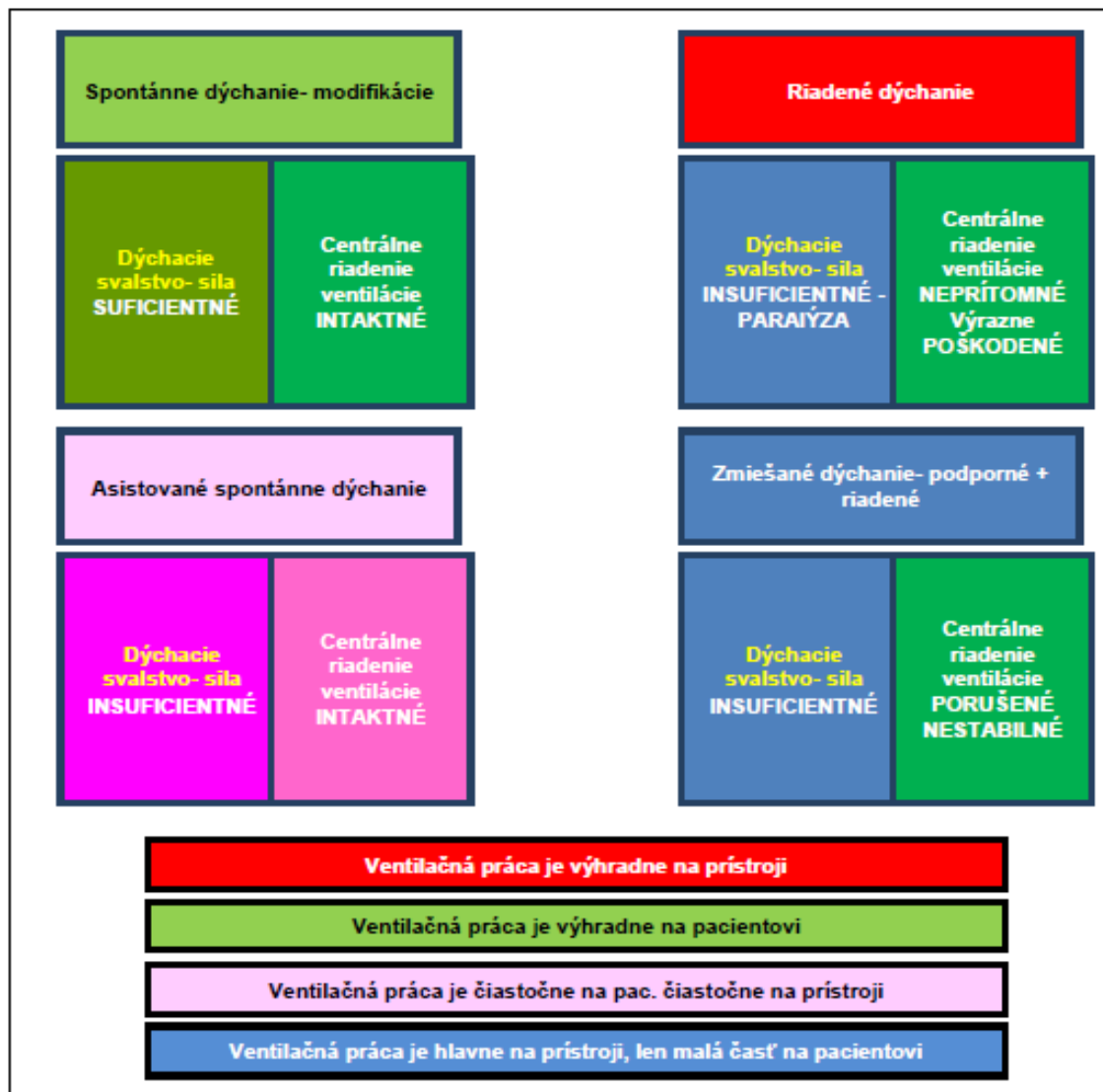
1. Triggerované pacientom
2. Časové – spúšťané ventilátorom
3. Časové / prietokové s asistenciou počítača ventilátora

Začatie expíria

- Prietokom – pokles prietoku
- Časové cyklovanie ventilátorom
- Časové / Prietokové s asistenciou počítača ventilátora

Na ďalej uvedenom obrázku sú znázornené ventilačné poruchy, ktoré sú prevažne spôsobené porušením svalovej sily, respektíve koordinácie svalstva a porušením centrálnej regulácie dýchania. Výmena plynov v pľúcach je ale okrem mechanickej (danej svalstvom a jeho reguláciou) výmeny medzi atmosférou a alveolárnym kompartmentom daná predsa aj distribúciou dýchacích plynov do jednotlivých kompartmentov pľúc, ktoré ani za fyziologických okolností nemajú rovnaké mechanické vlastnosti. Okrem takto vzniknutej **nehomogenity distribúcie plynov** (ARDS, vírusové pneumónie, kontúzia pľúc, jatrogénne poškodenie pri ECC a pod.), existujú patologické stavy s **nehomogénnou perfúziou** a ich kombinácie. U mnohých chronických ochorení s reštrikciou výmennej plochy pľúc, prípadne aj obštrukciou drobných dýchacích ciest (**CHOPCH**) sú vytvorené špecifické podmienky pre výmenu plynov v takto poškodených pľúcach, ak napríklad CHOPCH sa dekompenzuje z chronickej parciálnej respiračnej insuficiencie do globálneho respiračného zlyhania.

**Pri akých poruchách ventilácie použijeme aké ventilačné režimy?
VŠEOBECNÉ PRINCÍPY**



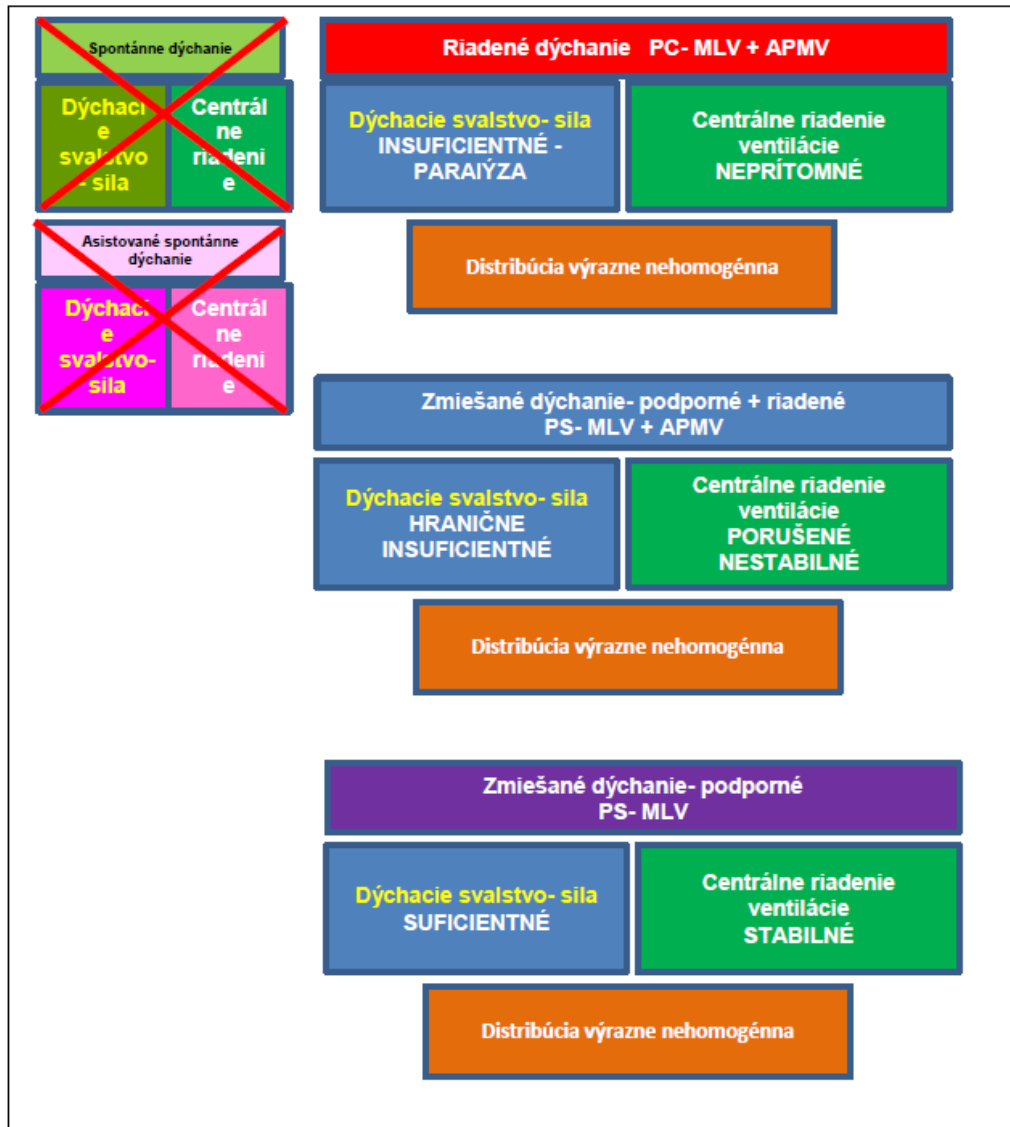
Obrázok 27. Schéma aplikovaných konvenčných ventilačných režimov pri relatívne homogénnej distribúcii plynov v pľúcach, všeobecne.

Vo vyššie uvedených prípadoch umožňujú ventilátory AURA aplikovať niektoré špecifické spôsoby (módy) umelej ventilácie.

Pri veľkej nehomogenite distribúcie plynov:

1. PC – PMLV – programmed multilevel/multifrequency ventilation na úrovni troch, prípadne štyroch hladín. (pressure control)
2. FC – MLV (flow control)
3. PMLV + HF programmed multilevel/multifrequency ventilation + high frequency modulation (pressure control)
4. FC-MLV+HF (flow control)

Aj tieto módy UVP sú kompatibilné s APMV, ktorá automaticky stabilizuje MV na zvolené hodnoty. Podobne sú tieto režimy kompatibilné s počítačovou optimalizáciou a kontrolou UVP.

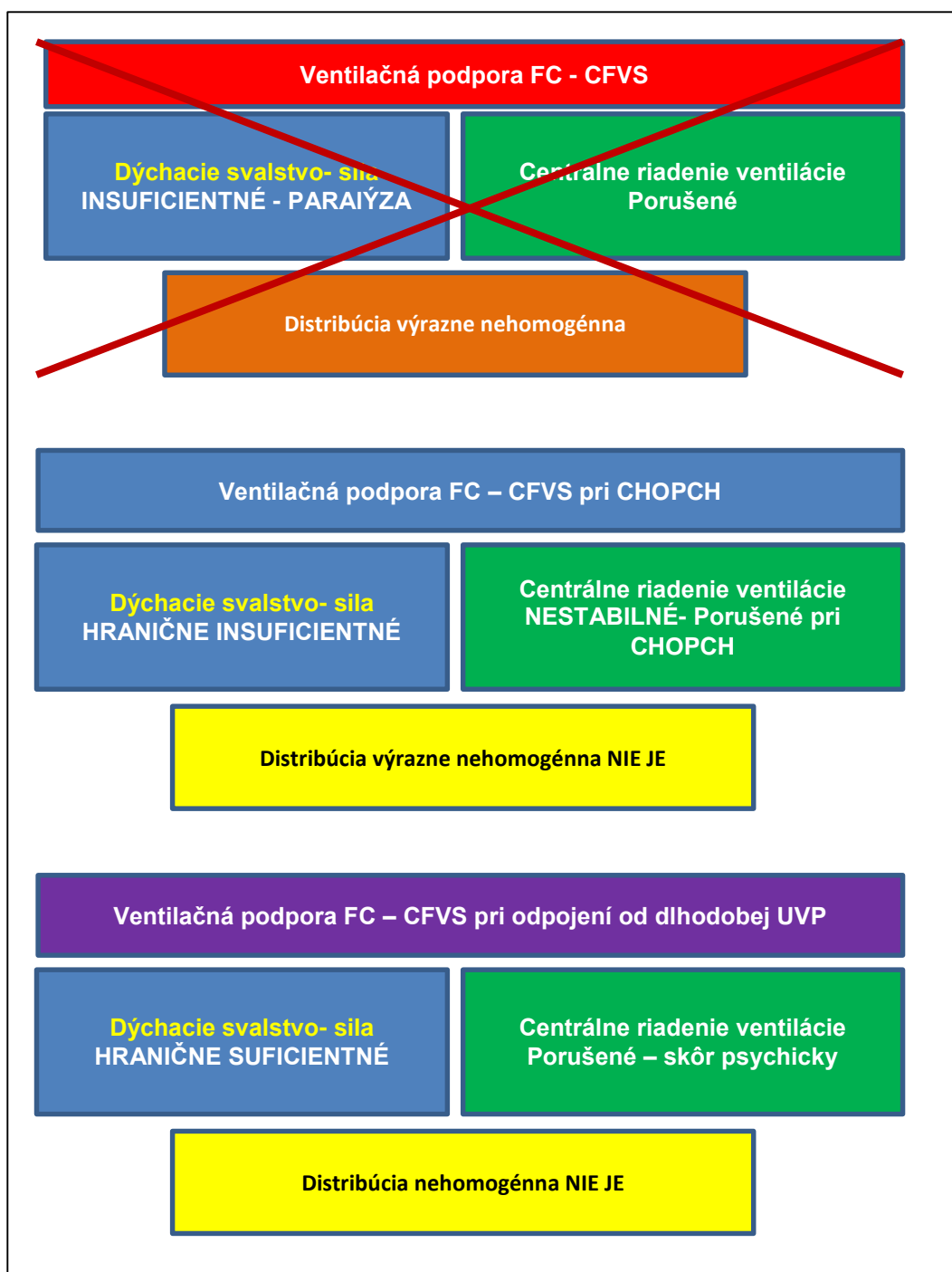


Obrázok 28. Princípy UVP pri nehomogénnej distribúcii plynov v pľúcach.

V prípade dekompenzácie CHOPCH pridruženým ochorením, zvyčajne zápalovým, ale ešte pri zachovanom spontánnom dýchaní (hyperkapnicko / hypoxická dekompenzácia), alebo pri únave pacienta (aj „psychická závislosť“) pri odpájaní od dlhodobej UVP

1. FC- CFVS - - continuous flow ventilation support

V týchto prípadoch, kedy dochádza k výraznej, patológiou pľúc zmenenej distribúcii plynov do jednotlivých kompartmentov, zvyčajne nie je možné dosiahnuť adekvátnu výmenu plynov v pľúcach klasickými postupmi. V týchto prípadoch je vhodné aplikovať viac-hladinovú ventiláciu MLV- multilevel / multifrequency ventilation.



Obrázok 29. Princípy ventilačnej podpory FC- CFVS

FC- CFVS je ako spôsob ventilačnej podpory nevhodný pri výraznej insuficiencii dýchacích svalov a pri závažnej centrálnej poruche riadenia ventilácie. Samozrejme je nevhodný pre koma-tózných pacientov s GCS < 9 bodov.

IV. Záver

Fyzikálne základy UVP sú dané interakciou medzi ventilátorom a pľúcami pacienta, ktorá je výrazne ovplyvňovaná charakteristikou generátora prietoku, okruhom ventilátora, jeho komponentmi, ET kanylou, expiračným ventilom a samozrejme mechanickými vlastnosťami pľúc, ktorých integrálnu hodnotu predstavuje časová konštanta τ . Pochopenie matematicko-fyzikálnej podstaty τ je nevyhnutné pre chápanie výmeny plynov v pľúcach hlavne pri veľkej nehomogénnej distribúcie plynov (vírusová pneumónia, TRALI, ARDS....).

Ak by sme definovali **ventilačný režim** ako výrobcom prednastavený program, ktorým na základe povolených, lekárom zadaných parametrov, v niektorých prípadoch modifikovaných dychovou aktivitou pacienta, ovládame prietok (tlak) pri vdychu, trvanie fáz dýchacích cyklov, ich aktivácie, smerujúcej z ventilátora do pacientových pľúc ako aj prietok (tlak) plynov pri výdychu z pľúc zvyčajne do atmosféry.

Potom musíme konštatovať, že prednastavený program je barličkou, ktorá dovoľuje lekárovi „niečo“ nastaviť tak, aby výmena plynov v pľúcach bola primeraná „potrebnej“ pre oxygenáciu a elimináciu CO_2 .

Existuje množstvo ventilačných režimov, ktorých podstatu nevie dnes nikto presne vysvetliť a vyššie uvedené názvoslovie je len dokladom „schopnosti“ výrobcov urobiť maximum pre odlišenie prístroja, ale v princípe výmena plynov bude prebiehať vždy podľa fyzikálnych zákonov.

Skratky a symboly použité pri vysvetľovaní výmeny plynov v pľúcach

G- generátor t.j. zdroje hybnej energie plynov = ventilátor

P_g - tlak generátora

R_g - vnútorný odpor generátora (vrátane okruhu)

R_t - odpor endotracheálnej / tracheostomickej rúrky

R_{aw} - odpor dýchacích ciest

R - odpor

P_{mo} - tlak pri ústach = P_{aw} tlak v okruhu ventilátora

Q - prietok všeobecne

Q_g - prietok generátora

V - objem plynov (v pľúcach) = V_T (dychový objem)

V_T - (K_1, K_2) objem plynov v jednotlivom kompartmente (l).

P_{lim} - limitný pretlak v dýchacom okruhu na ktorý je nastavený poistný pretlakový ventil.

T_i - čas inspíria (sek)

T_e - čas expíria (sek)

C - poddajnosť

C_{stat} - statická poddajnosť ($l \cdot kP^{-1} \cdot a$)

P_A - Alveolárny tlak

P_{Ai} - Inspiračný (špičkový) alveolárny tlak (kPa)

P_{Ac} - koncový expiračný alveolárny tlak (kPa)

PEEP -koncový expiračný tlak v okruhu ventilátora (kPa)

PEEPi - dynamický (inadherent) auto PEEPi

P_t - tlak v trachei (kPa)

Indexy (I, i) - označenie pre inspírium

Indexy (E, e) - označenie pre expírium

R_{sys} - odpor inspiračného/expiračného systému ventilátora

$R_{sum} = R_{aw} + R_t + R_{sys}$

τ (tau) - časová konštanta

