

# Monitorovanie ventilácie

Peter Čandík

## 1 Monitorovanie

**Monitorovanie (monitoring)** je v medicínskom slovníku viac menej zdomácnelé slovo, ktorého základ pochádza z latinského slova **monitor – monitoris** – upozorňovateľ, napomínateľ, pripomínateľ.

Z dnešného pohľadu môžeme výraz monitorovanie, monitoring charakterizovať ako činnosť prístroja, ale aj personálu, ktorý sleduje a vyhodnocuje sledované veličiny pacientových fyziologických (patofyziologických), laboratórnych a klinických parametrov. Na základe vyhodnotenia parametrov upozorňuje na ich zmeny, ktoré prekročili nastavený rámec hraničných hodnôt alebo dohodnutých vyhodnocovacích kritérií.

### **Monitorované veličiny (monitorovanie) môžu byť sledovania:**

**priamo meraných veličín** (napr: krvný tlak, pulzová frekvencia, teplota, MOS, a pod.)

**nepriamo meraných a vypočítaných veličín** (napr.: odpor pľúcnych ciev, tlak v alveolárnom priestore, auto PEEP, spotreba energie, spotreba O<sub>2</sub> a pod.)

**klinicky sledovaných veličín** a prípadne ich globálne vyhodnotenie skórovacím systémom (napr.: veľkosť zreníc, farba pokožky, potenie, izokória -každú hodinu, Glasgow coma score, APACHE II score, Trauma score a pod.)

**laboratórnych výsledkov v širšom slova zmysle** (napr.: glykemický profil, hematologický profil, mikrobiálny profil a pod.)

### **Z časového hľadiska sledovania jednotlivých veličín rozlišujeme :**

**monitorovanie** – t.j. sledovanie zvoleného parametra v určitých vopred zvolených časových intervaloch (napr. pri anestézii rozumieme meranie parametrov v 5 minútových intervaloch TK, pulz, dychová frekvencia a pod. Pri dlhodobej resuscitačnej starostlivosti napr.: ABR každých 8 hod., Glasgow coma score každé 2 hodiny, hodinová diuréza, vyšetrenie na kultiváciu a citlivosť mikrobov u intubovaného pacienta 1 x denne a pod., )

**kontinuálne monitorovanie** – t.j. sledovanie zvoleného parametra technickým zariadením nepretržite (napr. v anestéziológii - FiO<sub>2</sub>, ETCO<sub>2</sub>, Invazívne meranie tlaku krvi a pod.)

### **Alarmové signály používané v klinickej praxi – generované technickými zariadeniami.**

V klinickej praxi sa podľa normy ISO (EN-STN) používajú tri základné druhy alarmových signálov.

**1. Alarmy s nízkou prioritou** – sú upozoreniami, ktorými technické zariadenie dáva na vedomie obsluhu, že došlo ku krátkodobému prekročeniu niektorej monitorovanej veličiny, alebo prístroj zaregistroval takú zmenu, ktorá si vyžaduje pozornosť personálu. Zmena parametra však nie je z hľadiska pacienta riziková. Zvyčajne sa alarmy s nízkou prioritou signalizujú žltým blikajúcim svetlom a zvukovým signálom.

**2. Alarmy so strednou prioritou** – sú upozoreniami, ktoré dávajú obsluhu na vedomie, že došlo k trvalému nedodržaniu nastavených hraníc monitorovanej veličiny a vyžaduje si zásah obsluhy. Signálom je zvyčajne červené svetlo a zvukový signál odlišný od alarmu s nízkou prioritou.

**3. Alarmy s najvyššou prioritou** – sú upozoreniami, ktoré dávajú obsluhu na vedomie, že došlo k takej zmene meraného parametra alebo niekoľkých parametrov, ktoré potenciálne ohrozujú pacienta na živote, alebo hrozí poškodenie jeho zdravia. Zvyčajne sa signalizujú

výrazným blikavým červeným svetlom a akusticky prerušovaným tónom so silou nad 58-60 dB.

V prípade počítačom riadených systémov sa zvyčajne na obrazovke vygeneruje aj popis alarmu.

## 2. Monitorovanie najdôležitejších parametrov

Bezpečnosť modernej anestézie aj UVP je determinovaná niekoľkými faktormi, ktoré zahŕňajú jednak stav pacienta, tak aj odbornú zdatnosť personálu, osobné kvality anestéziológa, organizáciu práce na pracovisku, jeho technické možnosti, ako aj technickú úroveň prístrojového vybavenia a monitoringu.

### Monitorované parametre a ich význam - základné atribúty.

Monitorovanie je komplexný proces, ktorý je možné rozdeliť na niekoľko okruhov.

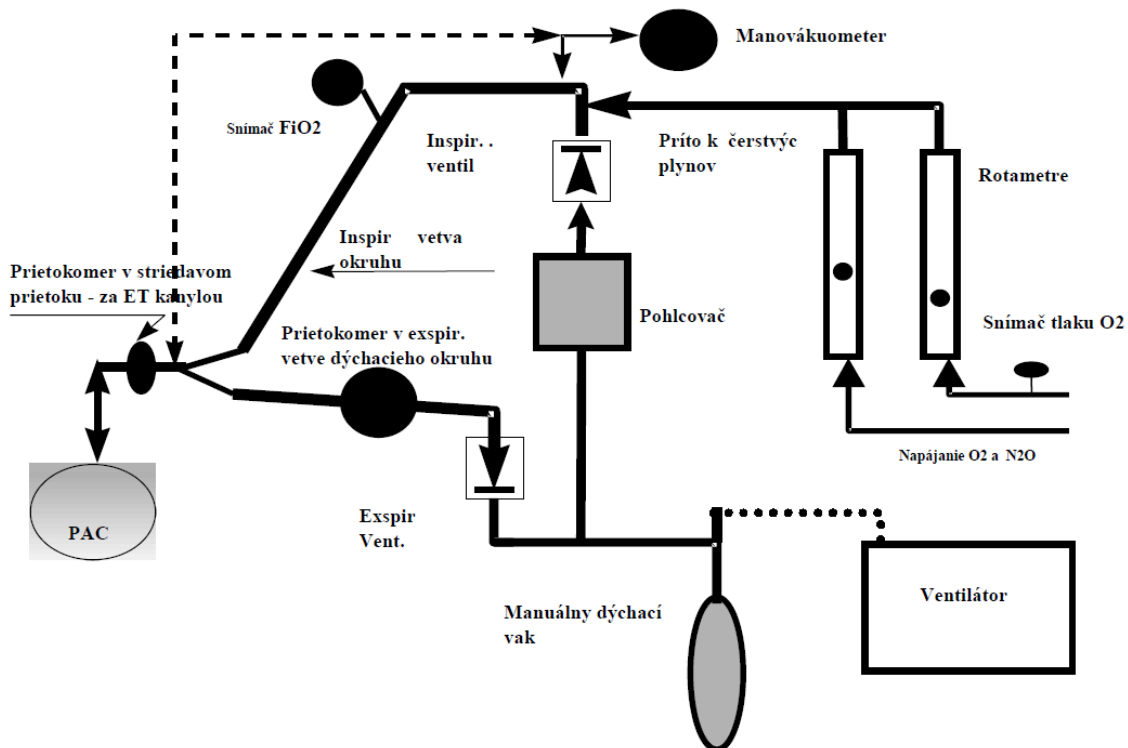
- monitorovanie parametrov samotného prístroja a jeho najdôležitejších funkcií
- monitorovanie parametrov umelej ventilácie pľúc (UVP) a ventilátora v prípade, ak je UVP aplikovaná

- monitorovanie základných vitálnych funkcií pacienta a odvodených parametrov

- klinické monitorovanie stavu pacienta počas anestézie

- laboratórne monitorovanie v širšom slova zmysle, ak si to stav pacienta vyžaduje

Na obrázku 1 je schematicky znázornené základné zapojenie narkotizačného prístroja a jeho dýchacieho okruhu. Na schéme sú naznačené základné monitorovacie komponenty, a to snímač tlaku O<sub>2</sub>, manovákuometer, snímač prietoku (prietokomer) a snímač koncentrácie O<sub>2</sub> v okruhu.



Obrázok 1. Schéma anestéziologického prístroja

### 3. Monitorovanie prístrojov (self – technical monitoring) a ventilácie, vrátane umelej ventilácie pľúc (UVP) používanej pri anestézii, ako aj pri liečbe kriticky chorých pacientov.

#### 3.1 Zdroje plynov aplikovaných v anestézii

Základné monitorované parametre, ktoré musia byť kontinuálne monitorované, sú zdroje plynov potrebných pre aplikáciu anestézie. Zvyčajne je to O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O a vzduch. Narkotizačný prístroj kontinuálne monitoruje tlaky jednotlivých médií na vstupe a v prípade výpadku vhodným spôsobom signalizuje uvedenú poruchu. V prípade prerušenia dodávky kyslíka, čo je možné považovať za potenciálne život ohrozujúcu komplikáciu, zastaví prívod N<sub>2</sub>O automaticky a spustí alarm najvyššej priority.

#### 3.2 Monitorovanie ventilačných parametrov počas anestézie – v princípe, aj pri terapii kriticky chorých

Monitorovanie ventilácie predstavuje samostatný problém, ktorý je neustále riešený, ale úplne nebol doriešený ani do dnešných dní. Vzhľadom na skutočnosť, že anestéziu je možné podávať rôznymi okruhmi, bez okruhov, ako aj bez anestéziologického prístroja, predstavuje ventilačný monitoring globálny problém.

Podobne pri UVP v intenzívnej medicíne predstavuje monitorovanie ventilácie ešte väčší problém z hľadiska pľúcneho poškodenia pacienta.

Rozsah hmotnostných kategórií od nedonosených detí pod 1 kg, po obéznych dospelých 150 i viac kg predstavuje šírku meraných objemových parametrov rádovo 100 násobnú.

Z vyššie povedaného vyplýva, že meranie objemov a prietokov nie je v celej šírke anestézovaných pacientov a pacientov ventilovaných na OAIM záležitosťou jednoduchou a jednoznačnou.

*Monitorovanie ventilačných parametrov môžeme rozdeliť na:*

- a, priame
- b, nepriame

*Pod priamym monitorovaním* rozumieme meranie a vyhodnocovanie prietokov, objemov a tlakov plynov, ako aj ich chemického zloženia, prúdiacich pri spontánnej či umelej ventilácii pľúc do a z pľúc pacienta. Napr. dychový objem (V<sub>T</sub>), inspiračný či expiračný prietok (Q<sub>i</sub>, Q<sub>e</sub>), tlaky v dýchacom okruhu (P<sub>aw</sub>), prípadne tlaky v trachei (P<sub>T</sub>).

Monitorovať je možné aj derivované parametre priameho merania, ako napríklad poddajnosť pľúc (C), odpor dýchacích ciest (R), V/P slučku a podobne.

*Pod nepriamym monitorovaním* rozumieme meranie a vyhodnocovanie niektorých ukazovateľov, ktoré síce nepriamo, ale relatívne presne ukazujú adekvátnosť alebo neadekvátnosť alveolárnej ventilácie (frekvencia dýchania- f, dýchacie šelesty, koncentrácia koncového CO<sub>2</sub>- ETCO<sub>2</sub>, saturácia arteriálnej krvi kyslíkom- SpO<sub>2</sub>, pohyb hrudníka a.p.)

#### Fyzikálne a technické princípy monitorovania prietokov a objemov.

Základnou monitorovanou veličinou je vždy prietok plynov v čase. Objem je derivovanou veličinou a je to v podstate časový integrál prietoku počas inspiria alebo expíria.

$$V_T = \int_{T_x}^{T_y} Q(t) dt$$

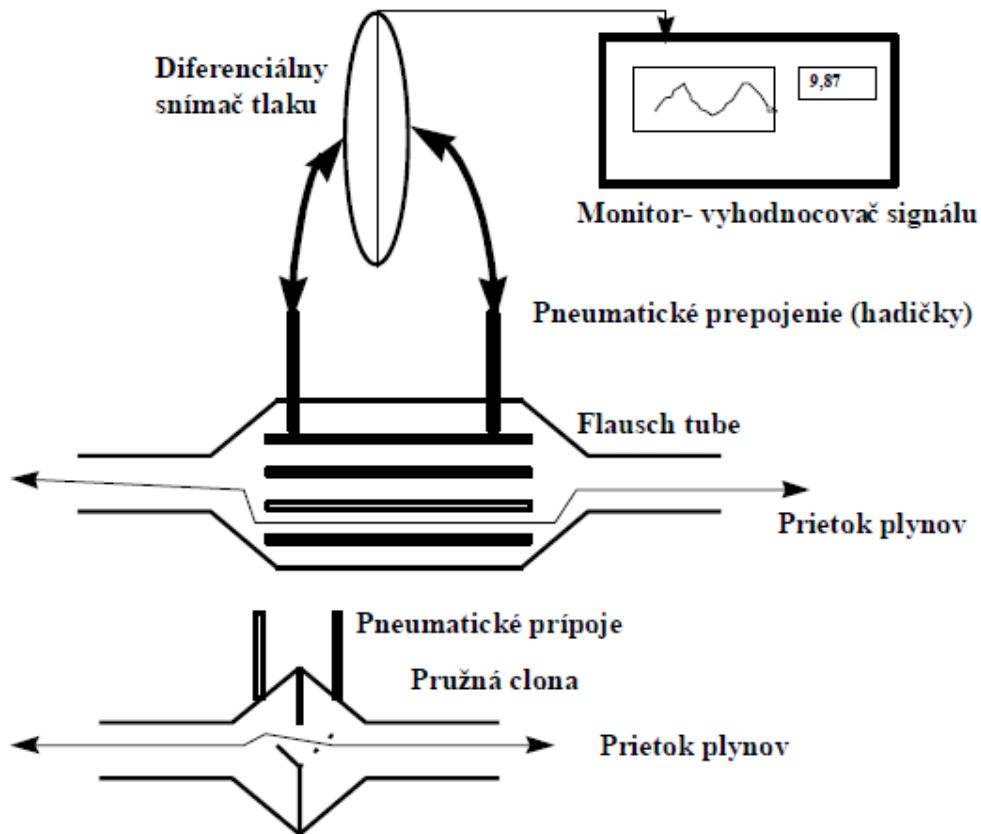
Pritom časový úsek T<sub>x</sub>-T<sub>y</sub> môže byť inspiračný alebo expiračný čas.

Technicky je niekoľko spôsobov umožňujúcich meranie prietoku, pričom integrácia v čase môže byť realizovaná elektronicky alebo mechanicky.

Snímanie prietoku je principiálne možné viacerými spôsobmi, ale v ďalšom texte spomeniem najčastejšie používané.

Laboratórne najpresnejším spôsobom je meranie Flauschovou trubicou, čo je v podstate paralelné spojenie lineárnych odporov, v ktorých sa meria tlaková diferenciacia vyvolaná prítokom medzi začiatkom a koncom odporu. Tlaková diferenciacia sa vyhodnocuje diferenciálnym snímačom a jej hodnota je priamo úmerná prítoku.

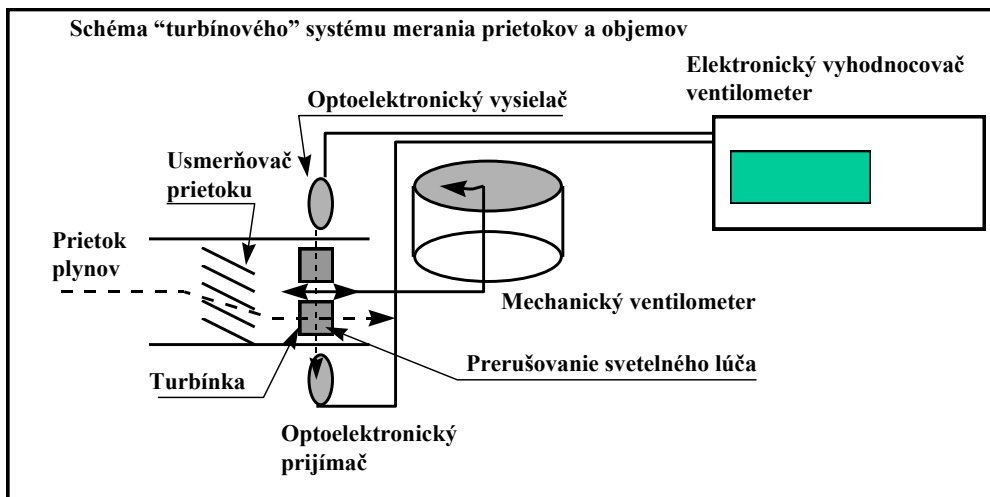
Na podobnom princípe pracujú aj iné snímače využívajúce tlakový spád na odpore či už sieťkovom (Lillihov clona), pružnej clony (Veolar), mechanického zúženia trubice a pod.



Obrázok 2. Schéma merania prítokov s použitím pneumatických odporov – diferenciálnym snímačom

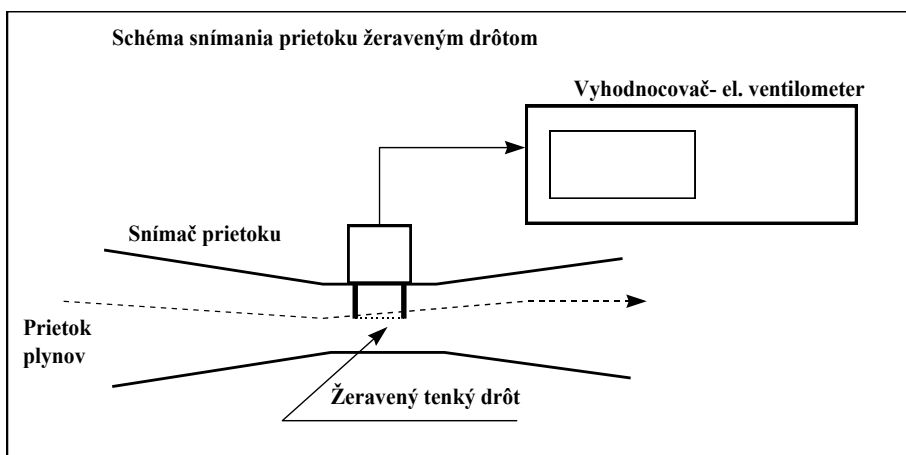
Diferenciálny snímač je pre meranie prítokov nutný z toho dôvodu, že v prípade zapojenia snímača do ventilačného okruhu, kde sa mení aj statický tlak, vyhodnocuje vždy len dynamický tlak, t.j. tlakovú diferenciaciu spôsobenú prítokom a nie statickú hodnotu tlaku pri UVP spôsobenú zdrojom - t.j. ventilátorom.

Ďalšími v praxi používanými spôsobmi merania prítokov a objemov je aplikácia snímačov na princípe rotačnej turbíny, kde prúd plynov roztáča vrtuľku turbíny, pričom počet otáčok je úmerný prítoku. Prítok sa vyhodnocuje elektronicky alebo mechanicky (Wright ventilometer) (obr. 3).



Obrázok 3. Turbínový systém merania prietokov a objemov

Iným spôsobom je meranie prietoku plynov cestou merania odporu tenkého žeraveného vlákna. Odpor vlákna sa mení s veľkosťou prietoku plynov, ktoré vlákno ochladzujú (Dräger).

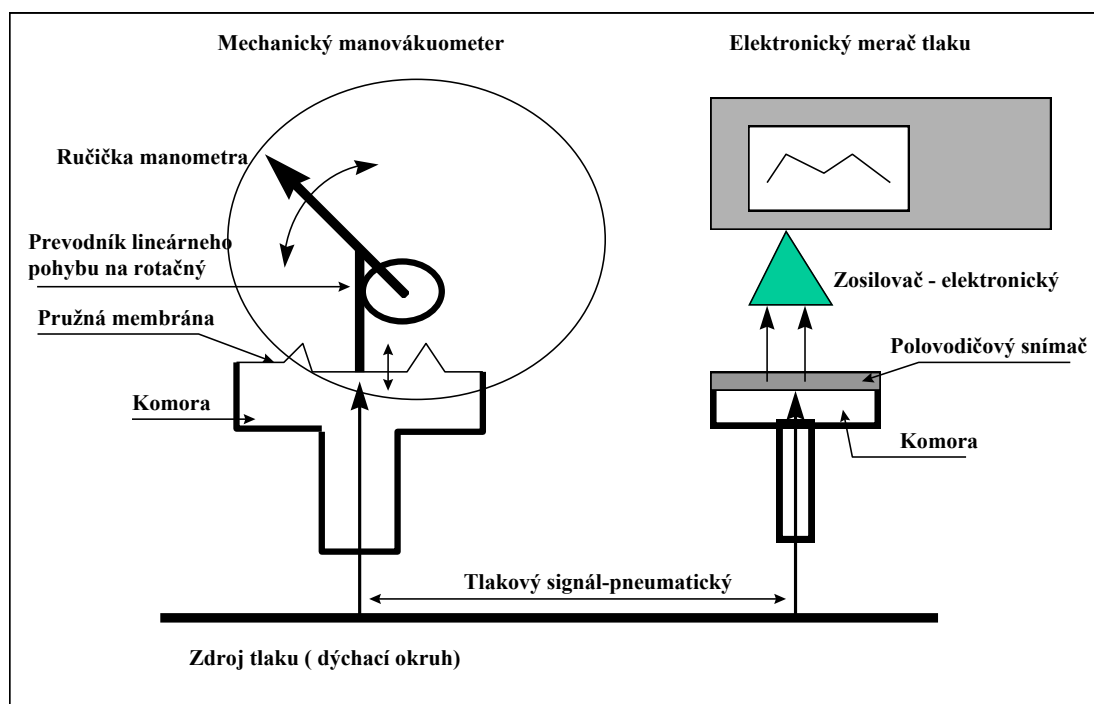


Obrázok 4. Meranie prietoku s použitím žeraveného vlákna

Tieto základné princípy sa najčastejšie používajú aj v anestéziologickej technike.

## 5 Technické princípy merania tlaku

V podstate existuje viac principiálnych riešení, ale v praxi sa používajú buď mechanické merače tlaku - vákuomanometre, alebo elektronické merače (polovodičové pneumaticko-elektronické prevodníky) spojené s elektronickým vyhodnocovacím systémom. Technické princípy sú na obrázku 5.



Obrázok 5. Spôsob merania tlaku

Mechanické merače sú zvyčajne umiestnené vo ventilačnom okruhu narkotizačného prístroja a orientačne vyhodnocujú tlak v okruhu.

Elektronické snímače (pneumaticko-elektronické prevodníky) môžu byť umiestnené podobne ako mechanické, alebo na "Y" spoji pri ústach pacienta, prípadne pneumatický signál je odoberaný z intratracheálneho priestoru. Tlaková hodnota je dôležitá pre anesteziológa z dvoch príčin. Na jednej strane orientačne signalizuje, že počas ventilácie nie je okruh rozpojený, na druhej strane indikuje, že ventilácia je robená bezpečným tlakom.

V prípade elektronického vyhodnocovania prietoku aj tlaku umožňujú niektoré monitory vyhodnocovať efektívnu poddajnosť pľúc, odpor dýchacích ciest, prípadne V/P slučku a pod.

### 5.1 Umiestnenie snímačov

Umiestnenie jednotlivých snímačov je taktiež jedným z problémov monitorovania ventilácie počas anestézie.

Pokiaľ aplikujeme anestéziu okruhom či už polootevoreným, polouzavretým alebo uzavretým, zvyčajne nie je problém umiestniť vhodne snímač prietoku alebo tlaku.

Je potrebné, aby snímač prietoku bol umiestnený tak, že meria exspirovaný objem plynov.

Najideálnejším miestom je určite umiestnenie snímača prietoku do tzv. striedavého prúdu, t.j. tesne za ET kanylu, kedy bude snímať inspiračný i expiračný prietok.

Pri meraní prietokov a objemov u spontánne ventilujúceho pacienta je chyba merania spôsobená len FGF. V prípade, že FGF nebude vyšší ako 3 l/min bude chyba zanedbateľná. Meranie v expiračnej vetve dýchacieho okruhu u spontánne ventilujúceho pacienta je relatívne presnejšie.

Teoreticky aj prakticky je u malých detí len jedna možnosť a to snímanie prietoku tesne za ET kanylou, či maskou.

V prípade, že sa aplikuje u takýchto malých detí UVP počas anestézie, je vhodná PCV (pressure controlled ventilation) tlakovo kontrolovaná ventilácia.

Pre monitorovanie objemov a prietokov u veľmi malých detí sú vyrábané niektoré špeciálne narkotizačné zariadenia.

### 5.2 Meranie tlakov v dýchacom okruhu anestéziologického prístroja a pri UVP

Meranie tlakov v okruhu anestéziologického prístroja je dôležité hlavne počas UVP (umelá ventilácie pľúc), kedy nám táto hodnota ukazuje pod akým špičkovým tlakom ventilujeme pacienta, pričom je nepriamym a orientačným ukazovateľom efektívnej poddajnosti pľúc. Na druhej strane umožňuje kontrolu tesnosti a hermetičnosti anestéziologického okruhu. U spontánne ventilujúceho pacienta však táto veličina mnoho nepovie, pretože sa pohybuje okolo nulových hodnôt.

Pripojenie manovákuometra je možné priamo do okruhu na "Y" spojku, teda k intubačnej kanyle, alebo na meranie intratracheálneho tlaku.

Pri aplikácii UVP či už manuálnej alebo ventilátorom vyžaduje sa počas anestézie meranie tlaku v okruhu, najlepšie elektronickým systémom s možnosťou nastavenie jednak tlakových limitov, jednak alarmu dehermetizácie ventilačného okruhu.

U malých detí, kde nepoužívame klasický okruh, by sa mal elektronický manometer pripájať tesne k adaptéru ET kanyly a ak už nemeríme objemy, mali by sme merať aspoň hodnoty tlakov.

## 6. Nepriame monitorovanie ventilácie

Nepriame spôsoby monitorovania ventilácie môžeme rozdeliť na subjektívne – klinické a objektívne.

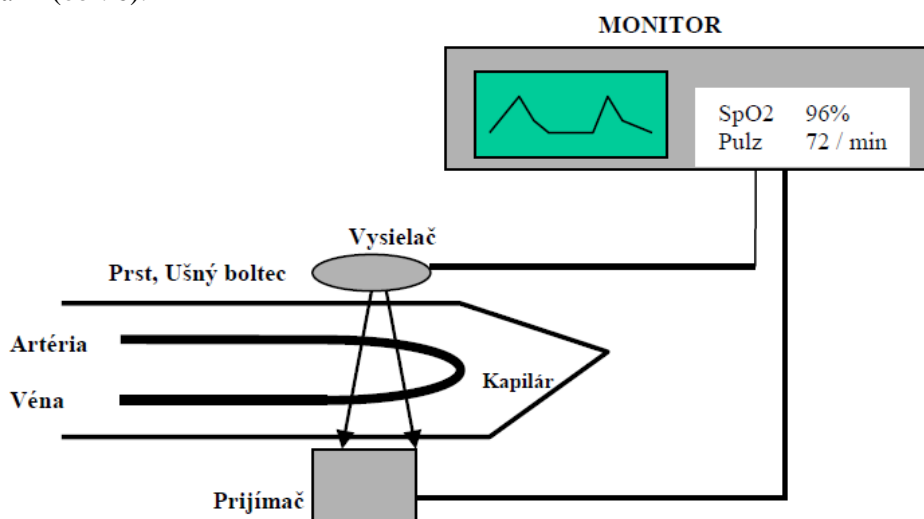
K *subjektívnym – klinickým* môžeme zaradiť napr. hodnotenie hĺbky ventilácie, ventilačné pohyby hrudníka, farbu pokožky a akier, potenie a podobne.

K *viac objektívnym (ale ešte vždy subjektívnym)-klinickým* spôsobom môžeme zaradiť napr. auskultáciu dýchacích šelestov, dychovú frekvenciu, pulzovú frekvenciu, zaťažovanie jugulárneho či medzirebrových priestorov, sledovanie zvukov pri ventilácii.

**Najdôležitejšie** je však *objektívne monitorovanie, aj keď nepriame*: saturácie krvi kyslíkom - najlepšie monitorom SpO<sub>2</sub> a hodnotenie kapnografickej krivky, ako aj hodnôt ETCO<sub>2</sub> a FinCO<sub>2</sub>.

### 6.1 Pulzová oxymetria

Fyzikálny princíp spočíva vo vyhodnotení pohltienia určitého spektra červeného svetla oxyhemoglobínom a deoxyhemoglobínom, ktorých spektrálne čiary sú rôzne. Z rozdielu sa potom vyhodnocuje miera saturácie hemoglobínu kyslíkom pri pulzačnom prietoku krvi kapilármi (obr. 6).



Obrázok 6. Princíp monitorovania SpO<sub>2</sub>

Tento spôsob sa aplikuje na tých miestach, kde je možné tkanivo “presvietiť”, teda v tenších akrálnych častiach. Na podobnom princípe pracujú aj niektoré invazívne intravazálne monitory saturácie Hb kyslíkom.

Základnou podmienkou správneho fungovania monitora SpO<sub>2</sub> je adekvátny prietok krvi tkanivom cez ktoré sa meria.

Na podobnom princípe pracujú **aj intravazálne monitory saturácie O<sub>2</sub>**, s tým rozdielom., že prenos signálu z vysielača a prijímača sa deje optickým vláknom, ktoré je vo forme katétra zavedené v príslušnej žile alebo tepne. Napríklad monitorovanie SpO<sub>2</sub> v bulbe jugulárnej vény (SvjO<sub>2</sub>) pri poraneniach mozgu alebo monitorovanie priamo v niektorej artérii. Táto metóda sa využíva hlavne v intenzívnej medicíne.

Z technického princípu vyplývajú aj limity tejto metódy. U pacientov s low-flow syndrómom bude meranie nepresné alebo nebude hodnotiteľné. V prípade, že je anestézia plytká a analgézia nedostatočná a dôjde k aktivácii sympatiku s následnou kontrakciou prekapilár v akrálnych častiach, môže byť chybné vyhodnotené SpO<sub>2</sub> ako nízke. Aj tvar pletyzmografickej krivky, ktorá sa pri monitorovaní zvyčajne znázorňuje na obrazovke má dobrú výpovednú hodnotu nielen o perfúzii, ale aj o periférnej rezistencii cievneho riečiska.

SpO<sub>2</sub> a jeho zmeny nás môžu upozorniť na cirkulačné poruchy.

V prípade hypoventilácie alebo hypoxie z hoci akej príčiny u pacienta obehovo relatívne stabilizovaného je monitorovanie pomerne presné a zmeny SpO<sub>2</sub> nás veľmi rýchlo upozornia, že došlo k ventilačnej poruche s následnou poruchou saturácie Hb kyslíkom. Reakcia je veľmi promptná a včas upozorní anesteziológa na riziko hypoxémie. Aj v prípade, že došlo k poklesu SpO<sub>2</sub> z titulu cirkulačnej poruchy, dostáva anesteziológ aj keď nepresné, ale dôrazné varovanie.

Táto metodika monitorovania saturácie Hb kyslíkom by mala byť základným monitorovacím spôsobom aplikovaným pri každej anestézii (celkovej i zvodovej).

V prípade, že monitorované SpO<sub>2</sub> je nízke z akejkoľvek príčiny, alebo sa nedá odmerať, je to vždy upozornenie na hroziacu katastrofu, ktorú je nutné vhodným spôsobom odvrátiť.

## **6.2 Kapnografia, kapnometria, FinCO<sub>2</sub> a ETCO<sub>2</sub>**

Jedným z koncových produktov oxydatívnej fosforylácie je kyslíčnik uhličitý, ktorý sa vylučuje z organizmu pľúcami. Hodnota pCO<sub>2</sub> v krvi je daná dynamickým rovnovážnym stavom medzi produkciou CO<sub>2</sub> v tkanivách a elimináciou CO<sub>2</sub> pľúcami.

Aby mohlo dôjsť k odvetraniu CO<sub>2</sub> pľúcami, je nutná výmena plynov v alveolárnom kompartmente. Objem alveolárnej ventilácie je riadený fyziologickým servomechanizmom tak, aby parciálny tlak CO<sub>2</sub> v arteriálnej krvi sa pohyboval okolo 5,3 kPa.

V anesteziologickej praxi môžeme veľmi efektívne využívať na monitorovanie dostupnú eliminačnú cestu pre CO<sub>2</sub> a to exspirovaný plyn, v ktorom sa CO<sub>2</sub> nachádza, pričom si musíme uvedomiť, že v dýchacej zmesi plynov je inšpirovaná frakcia CO<sub>2</sub> blízka nule.

### ***Fyzikálny princíp monitorovania CO<sub>2</sub>.***

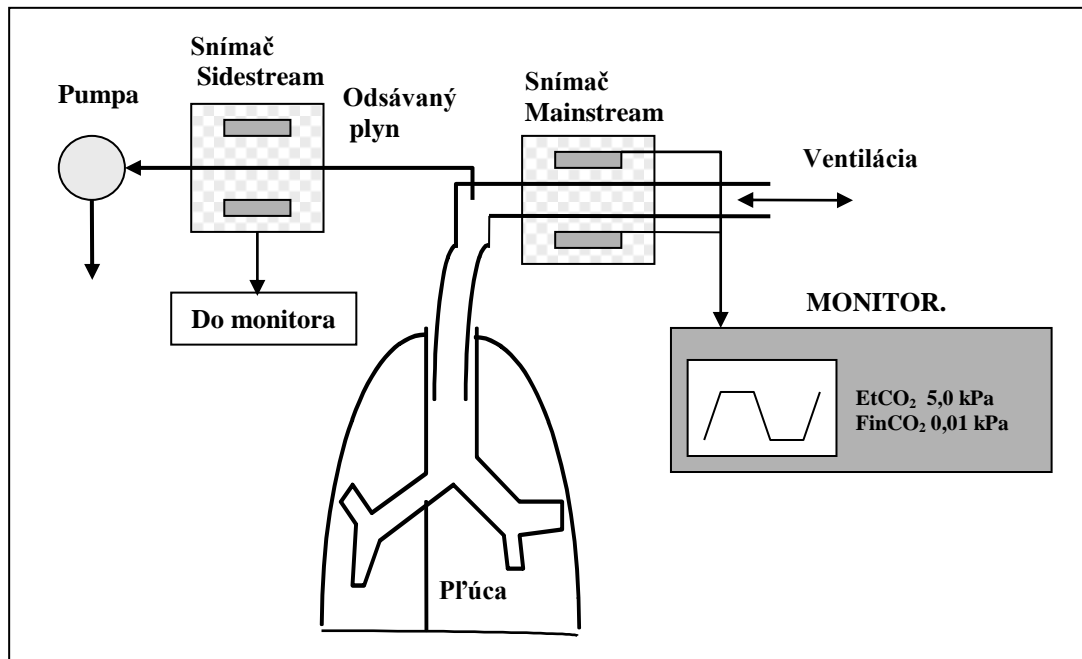
Je známe, že CO<sub>2</sub> ako plyn pohlcuje časť infračerveného spektra žiarenia a to v priamej úmere k jeho koncentrácii. Túto vlastnosť CO<sub>2</sub> využívajú kapnometre.

Principiálne existujú dva spôsoby merania a to “priame na kanyle” (main-stream) a nepriame - “odoberaním vzorky podtlakovou pumpou z ventilačného okruhu” (side-stream).

V oboch prípadoch je vzorka analyzovaná snímačom, ktorý vyhodnocuje pohlcovanie toho spektra infračerveného žiarenia, ktoré je pohlcované kyslíčnikom uhličitým a potom ho vyhodnocuje ako koncentráciu CO<sub>2</sub> vo vzorke (obr. 7).

Keďže produkcia CO<sub>2</sub> je nepretržitý dej, ktorý odráža metabolickú aktivitu tkanív, transport CO<sub>2</sub>, cirkuláciu, ako aj ventiláciu, je v podstate agregovanou veličinou, ktorá anesteziológa upozorňuje na zmeny metabolické, cirkulačné i ventilačné.





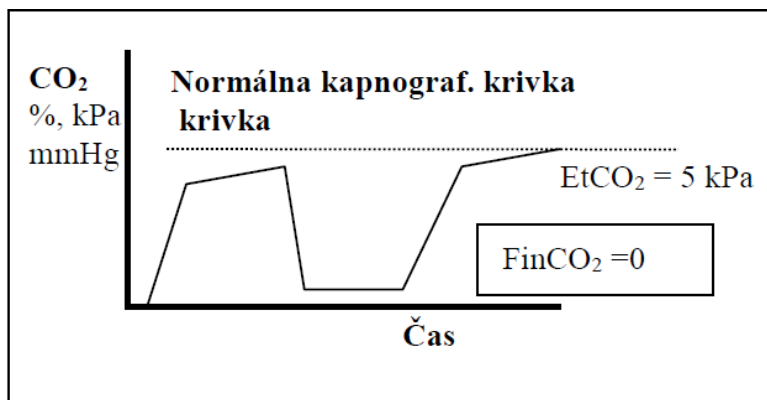
Obrázok 7. Princíp merania CO<sub>2</sub>

**Pre aneztézioológa sú dôležité 3 merané a hodnotené veličiny.**

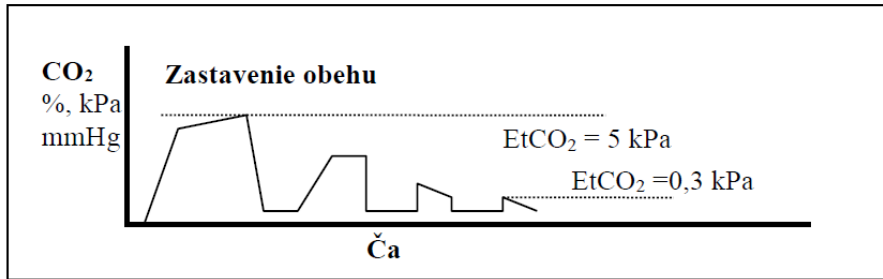
1. Kapnografická krivka - ktorej typický alebo netypický tvar svedčí o poruchách ventilácie, poruchách distribúcie plynov, prípadne o poruchách ventilácie a perfúzie v pľúcach
2. Hodnota koncovej ( alveolárnej) koncentrácie CO<sub>2</sub> tzv. ETCO<sub>2</sub>
3. Hodnota inspirovanej koncentrácie CO<sub>2</sub> alebo inspirovanej frakcie CO<sub>2</sub> (Fin CO<sub>2</sub>).

Problematikou kapnografie a analýzy kapnografickej krivky sa zaoberajú rozsiahle monografie, preto ju nebudem analyzovať.

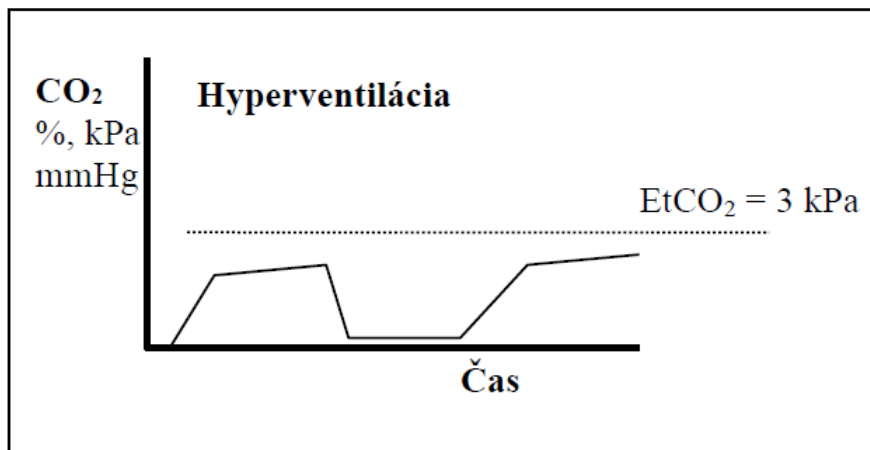
Pre ilustráciu len niekoľko schématických príkladov.



Obrázok 8A



Obrázok 8B



Obrázok 8C

Pre hodnotenie adekvátnosti alveolárnej ventilácie je v anestéziológii rozhodujúca hlavne hodnota  $ETCO_2$ . Za normálnych okolností je rozdiel medzi  $PaCO_2$  a  $ETCO_2$  cca 0,3 kPa, to znamená, že pri  $PaCO_2 = 5,3$  kPa bude hodnota  $ETCO_2 = 5$  kPa.

V prípadoch, kde je narušený ventilačno perfúzný stav v pľúcach môže tento rozdiel stúpať niekoľkonásobne. Vzhľadom na difúznú rýchlosť  $CO_2$ , ktorá je cca 25 x vyššia ako pre  $O_2$  nie je pravdepodobné, že zo zvýšeného shuntu (pravo-ľavý skrat –  $Q_s/Q_t$ ) by mohlo dôjsť k výraznejšej retencii  $CO_2$  bez katastrofálnej hypoxémie.

Ako sme povedali v úvode tejto kapitoly, eliminácia  $CO_2$  závisí hlavne od alveolárnej ventilácie. Pokiaľ bude alveolárna ventilácia nízka, spomalí sa odvod  $CO_2$  a koncentrácia  $CO_2$  bude stúpať (hypoventilácia). Kapnograficky sa prejaví tento proces stúpaním  $ETCO_2$ . Podobný obraz stúpania  $ETCO_2$  vyvolá zvýšená produkcia  $CO_2$  v tkanivách napríklad pri vzostupe teploty, malignej hypertermii a podobne.

Zníženie  $ETCO_2$  je prejavom zvýšenej alveolárnej ventilácie (hyperventilácia), alebo zníženou produkciou  $CO_2$  (relaxanciá). Náhle zníženie  $ETCO_2$  počas anestézie sponuje na pulmonálnu embóliu. Negatívne účinky hyperventilácie a respiračnej alkalózy v anestézii sú všeobecne známe.

Prvým príznakom zastavenia obehu je pokles  $ETCO_2$  na nulové hodnoty v priebehu niekoľkých ventilačných cyklov.

Už len z týchto niekoľkých príkladov je možné usúdiť, že monitorovanie  $ETCO_2$ , prípadne kapnografickej krivky nám dáva možnosť objektívne posudzovať alveolárnu ventiláciu, ktorú môžeme zmenami  $V_t$  a  $f$  doladiť tak, aby alveolárna ventilácia bola adekvátna produkcii  $CO_2$ .

Monitorovanie  $\text{ETCO}_2$  má nezastupiteľnú funkciu hlavne u anestézie malých detí, ak nemáme možnosť monitorovať dychové objemy.

Pomocou hodnoty  $\text{ETCO}_2$  je možné úplne bezpečne nastaviť parametre ventilácie bez akéhokoľvek merania dychových objemov či minútovej ventilácie.

Hodnota  $\text{FinCO}_2$  je pre anestéziologickú prax tiež dôležitá a to z toho dôvodu, že za normálnych okolností  $\text{FinCO}_2 = 0$ . Znamená to, že v inšpirovanom plyne nie je žiadne  $\text{CO}_2$ . V prípade, že začína stúpať  $\text{FinCO}_2$  na pozitívne hodnoty, upozorňuje anestéziológa na vyčerpanie nátrónového vápna v pohlcovači, alebo na zvýšenie mŕtveho priestoru dýchacieho okruhu, či poruchu ventilov.

Monitorovanie vyššie uvedených veličín by sa dalo hodnotiť ako najdôležitejšia súčasť anestéziologického monitoringu ventilácie. Je potrebné si uvedomiť, že číselné i grafické hodnoty  $\text{CO}_2$  sú agregovanou veličinou, cez ktorú sledujeme metabolizmus i obeh pacienta, aj keď len nepriamo.

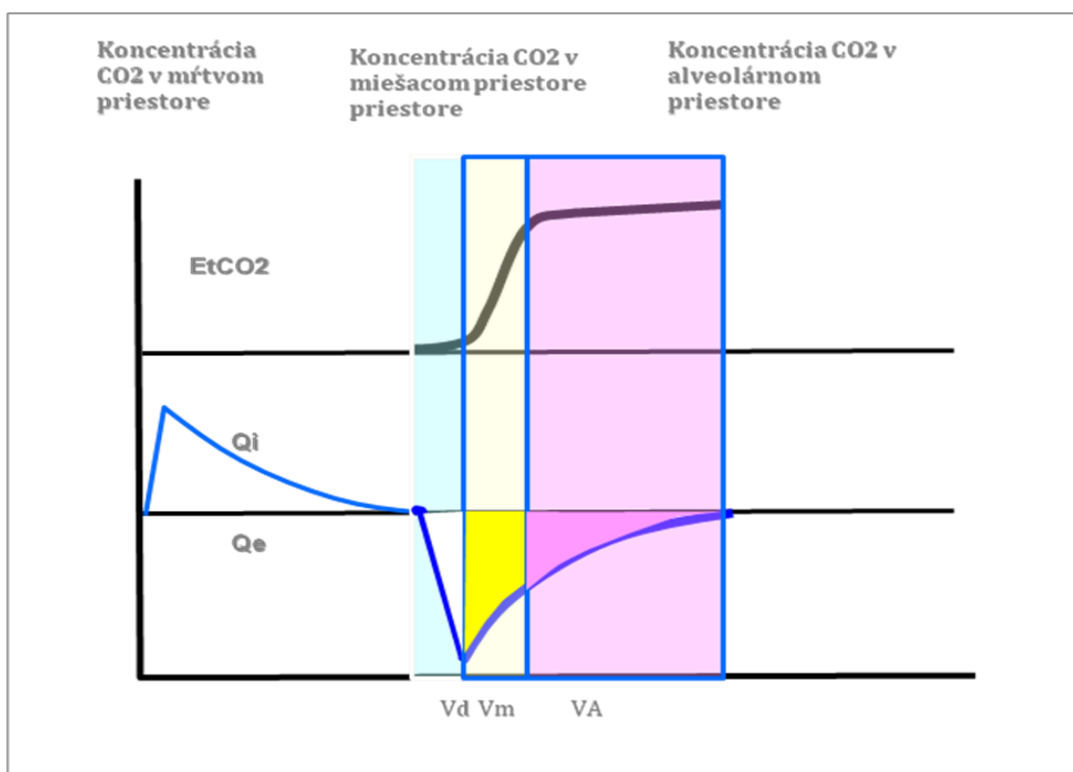
Kapnometria a kapnografia by z vyššie uvedených dôvodov mala patriť k základným monitorovacím postupom u každej celkovej anestézie a podobne u každého pacienta na umelej ventilácii pľúc v intenzívnej medicíne.

### Volumetrická kapnografia

Volumetrická kapnografia predstavuje integráciu prietoku (objemu) a koncentrácie  $\text{CO}_2$  vo vydychovanom plyne.

Umožňuje získavať parametre predtým ťažko merateľné.

- 1-  $\text{VCO}_2$ , t.j. elimináciu  $\text{CO}_2$  ( ml, lit)
- 2- Mŕtvy priestor dýchacích ciest  $\text{VD}$
- 3- fyziologický  $\text{VD}/\text{VT}$
- 4- Alveolárnu ventiláciu



Obrázok 9. Koncentrácie  $\text{CO}_2$  v rôznych priestoroch

### 6.3 Monitorovanie $\text{FiO}_2$ alebo % $\text{O}_2$ v inspirovanom a expir. plyne

Monitorovanie kyslíka rýchlymi paramagnetickými alebo spektrografickými analyzátormi v inspirovanom a expirovanom plyne je prínosom, pretože zásadným spôsobom umožňuje monitorovať spotrebu  $\text{O}_2$ , ale pre rutinnú klinickú prax nie je potrebná.

Je vhodným spôsobom pre monitorovanie v experimente.

Monitorovanie % $\text{O}_2$  v okruhu anestéziologického prístroja je základnou podmienkou bezpečnej ventilácie a zásadným spôsobom zabezpečuje ventilátor aj anestéziologický prístroj proti ľudskej chybe.

Meranie a stráženie nastaveného % $\text{O}_2$  v dýchacom okruhu je nevyhnutným atribútom akejkoľvek ventilácie. Monitorovanie je dostupné pomocou elektrochemických senzorov  $\text{O}_2$ , ktoré majú dostatočnú citlivosť a dynamiku, aby zabezpečili pomerne rýchlu odozvu pri poklese  $\text{O}_2$  pod bezpečnú hodnotu.

Ako základná výbava narkotizačného prístroja je tento monitor nutný. Podobne je monitorovanie  $\text{FiO}_2$  nutné pri aplikácii akejkoľvek metódy UVP u kriticky chorého pacienta.

## 7 Číslkové parametre mechanických vlastností pľúc – ich definície a význam pre klinickú prax.

### Merané a vypočítávané parametre.

**$T_I$  (čas inšpiria)** /sek./ - je reálne trvanie času inšpiria, t.j. času, počas ktorého je insuflovaný plyn do pľúc. Do tohto času sa započítava aj tzv. poinspiračná pauza  $T_p$ .

**$T_E$  (čas expíria)** /sek./ - je reálne trvanie času expíria.

**$T_I$  % (percentuálny pomer trvania dĺžky inšpiračného času z ventilačného cyklu)** /%/ - je to percentuálne vyjadrenie dĺžky trvania inšpiria z času jedného dychového cyklu ( t.j.  $T_I + T_E$ ). Napr. pre  $T_I = T_E = 2$  sek (50%) ,  $T_I = 1$ ,  $T_E = 2$  sek (33%) a pod.

V podstate je to iné vyjadrenie pre pomer dôb  $T_I : T_E$ .

**f (frekvencia dýchania)** /d\*min<sup>-1</sup>. /

**$V_T = V_{TE}$  (dychový objem – rozumie sa expirovaný objem plynov)** /lit./

**MV (minútová ventilácia)** /lit\*min<sup>-1</sup>./

**$P_{AWmax}$  (maximálny tlak v dýchacom okruhu v hodnotenom dychovom cykle meraný na „Y“ spoji pri ústach pacienta, alebo vo ventilátore)** /kPa, alebo cmH<sub>2</sub>O/

**$P_{AWmin}$  (– minimálny tlak v dýchacom okruhu v hodnotenom dychovom cykle mechanický – externý PEEP)** /kPa, alebo cmH<sub>2</sub>O/

**$\tau_I$  (Prvá inšpiračná časová konštanta celého systému – pľúca + ventilačný okruh + ventilátor)** /sek./

Vyjadruje časový priebeh exponenciálneho deja - v tomto prípade inšpiria, a môžeme ho definovať ako čas, počas ktorého dôjde k ukončeniu inšpiria na 63% z koncovej hodnoty.

Je to základná veličina potrebná pre diagnostiku a rozhodovací proces, pretože to je veličina reálne meraná, NIE vypočítavaná.

**$\tau_E$  (Prvá expiračná časová konštanta celého systému – pľúca + ventilačný okruh + ventilátor)** /sek./

Vyjadruje časový priebeh exponenciálneho deja - v tomto prípade expíria, a môžeme ho definovať ako čas, počas ktorého dôjde k ukončeniu expíria na 63% z koncovej hodnoty.

Je to základná veličina potrebná pre diagnostiku a rozhodovací proces, pretože to je veličina reálne meraná, NIE vypočítavaná.

Ak je hodnota  $3 \cdot \tau_E$  dlhšia ako  $T_E$ , dochádza k vzniku inadvertného PEEPi.

$C_{st}$  (Statická poddajnosť) / lit\*kPa<sup>-1</sup> /

$C_{dyn}$  (Dynamická poddajnosť) / lit\*kPa<sup>-1</sup>

$R_{I AW}$  (Inspiračný odpor dýchacích ciest + odpor ET kanyly) / kPa\*s<sup>-1</sup> /

$R_{I sys}$  (Inspiračný odpor systému – pľúca + ventilátor + ET kanyla - stredná hodnota) / kPa\*s<sup>-1</sup> /

$R_{E sys}$  (Expiračný odpor systému – pľúca + ventilátor + ET kanyla - stredná hodnota) / kPa\*s<sup>-1</sup> /

$P_{AI}$  (Špičkový alveolárny tlak) / kPa /

Vyjadruje vypočítaný maximálny tlak v alveolárnom kompartmente, ktorý pôsobí na steny alveolov počas inspiria.

$PEEPi = P_{AE inadv}$  (Inadvertný, auto- PEEP) / kPa/

Vyjadruje dynamickú hodnotu tlaku, ktorý vzniká, resp. je v alveolárnom kompartmente na konci expíria pre nepomer medzi  $T_E$  a  $\tau_{E-1}$ . Klasickými metódami je teda nemerateľný.

Pri nehomogenite distribúcie plynov môže jeho vznik zhoršovať funkciu triggra.

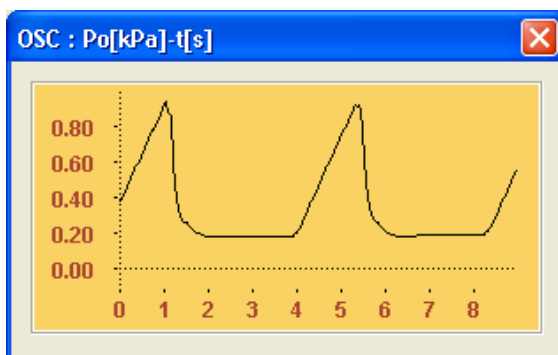
$P_{AE}$  (Minimálny alveolárny tlak na konci expíria = suma inadvertného PEEPi + mechanického PEEP) /kPa/

Vyjadruje skutočnú hodnotu tlaku, ktorý pôsobí v alveolárnom kompartmente na konci expíria a je súčtom inadvertného PEEPi a mechanického PEEP, ktorého hodnotu si volíme na ventilátore.

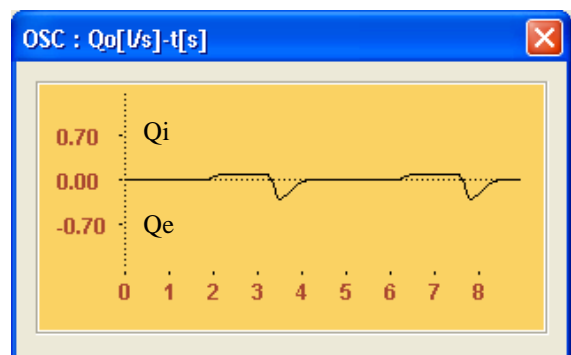
$f/V_T$  index /bezrozmerné číslo/

Vyjadruje index medzi frekvenciou ventilácie a  $V_T$ . Hodnoty pod 100 sú prediktorom pre možné úspešné odpájanie od ventilátora

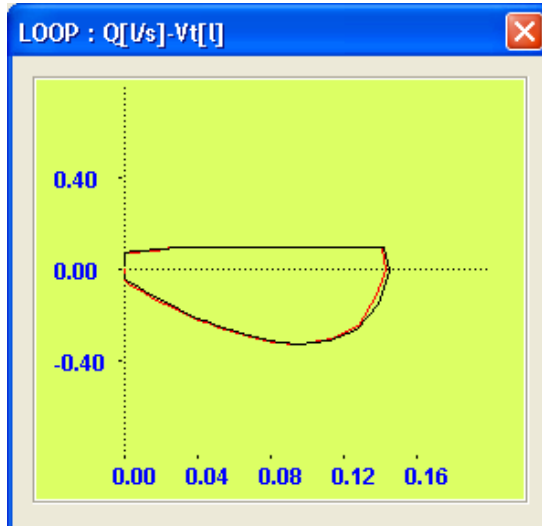
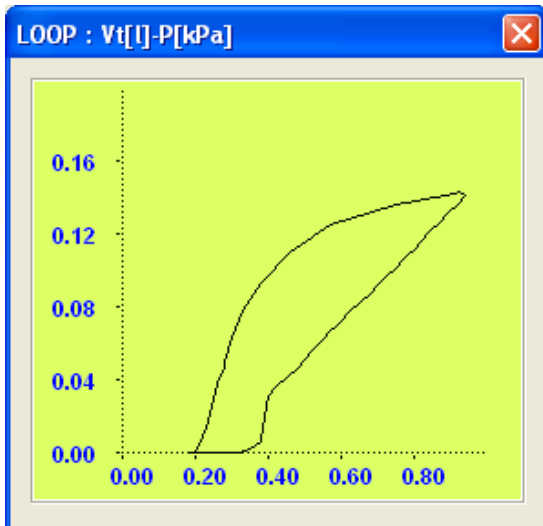
## 8 Grafické zobrazovanie parametrov a trendov



Obrázok 10. Krivka  $P_{aw}/t$



Obrázok 11. Krivka  $Q/t$



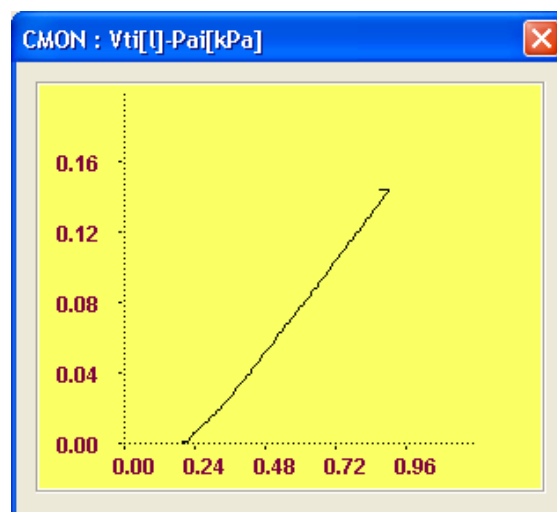
Obrázok 12. V/P – objemovo tlaková sľučka Obrázok 13. Q objemovo prietoková sľučka

Krivky prietoku Q/t a tlaku P/t znázorňovať v reálnom čase. Klinický význam je vo vyhodnotení tvarov kriviek a vyhodnotení priebehov v čase.

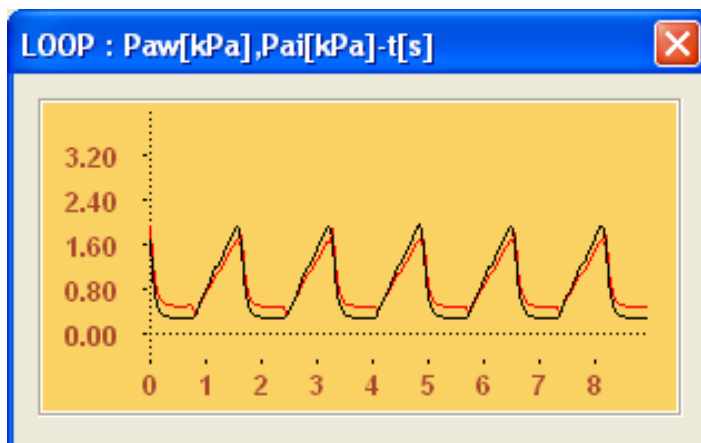
Podobne ako krivky P/t a Q/t v reálnom čase, umožňuje SW sledovanie slučkových diagramov "objemovo-tlakovej a objemovo prietokovej" slučky.

Ich klinický význam je všeobecne známy.

Krivka priebehu inspiračnej statickej poddajnosti Cst-i je úplne najposlednejším výsledkom výskumu a umožňuje v režime VCV (CMV) graficky zobrazit' priebeh Cst-i a zhodnotit' inflexčné body, prípadne „recruitment manéver“. Je potrebné si uvedomiť, že počas ventilácie PC nie je krivka statickej poddajnosti lineárna vzhľadom na priebeh prietoku a tlaku v pľúcach (obr. 14).



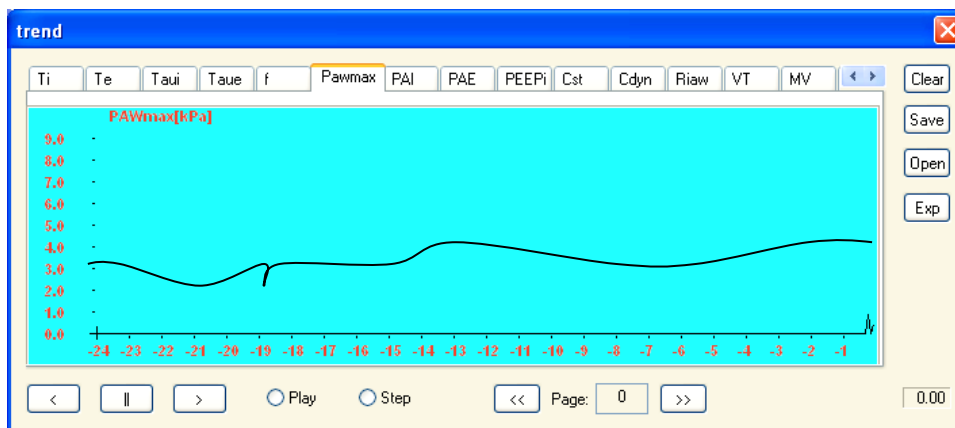
Obrázok 14. Krivka priebehu statickej compliance počas inspiéria ( $V_T - P_{AI}$ )



Obrázok 15. Krivka Paw / t (čierna) a  $P_{AI(e)}$  / t - alveolárnych tlakov (červená) v čase t.

**Rozhodujúce parametre pre hodnotenie priebehu UVP sú automaticky ukladané do trendových kriviek** v 24-hod intervaloch. Interval pre jednotlivý údaj je 5 minút.

Umožňujú sledovať časový priebeh sledovanej veličiny jednak graficky, jednak digitálne a to spätnou analýzou pomocou časovej lupy. Príklad pre trend Pawmax. je na obrázku.



Obrázok 16. Trendové veličiny

Podobným spôsobom je možné analyzovať všetky trendované veličiny, čo dáva dobrý prehľad o vývoji jednotlivých parametrov a teda o priebehu UVP a zároveň odráža vývoj zmien mechanických vlastností dýchacích orgánov.

## 8. 2 Digitálne zobrazenie meraných a vypočítavaných parametrov

**Aktuálne hodnoty meraných a vypočítavaných parametrov UVP**, ako aj mechanických vlastností pľúc je na obr. 17. Ich význam je všeobecne známy a u veličín MVP bol význam vysvetlený v teoretickej kapitole.

Pre výpočty je potrebné zadávať hmotnosť pacienta (pozri okienko vpravo dole).

par	[ ]	value
TI	[s]	1.57
TE	[s]	3.04
Tau	[s]	1.17
Tau	[s]	0.37
%TI	[%]	34
f	[l/min]	13.0
PAWmax	[kPa]	0.90
PAWmin	[kPa]	0.20
PAI	[kPa]	0.87
PAE	[kPa]	0.20
PEEPi	[kPa]	0.00
Cst	[l/kPa]	0.23
Cdyn	[l/kPa]	0.23
Riaw	[kPa s/l]	0.26
RIsys	[kPa s/l]	2.04
REsys	[kPa s/l]	1.57
VT	[l]	0.16
MV	[l/min]	1.90
O2	[%]	19

weight[kg] 30

Moni Diag

Obrázok 17. Merané a vypočítané hodnoty ventilácie

Pre upresnenie monitorovania v reálnom čase a pre porovnanie údajov pri diagnostických a terapeutických procedúrach je vhodné mať k dispozícii digitálne zobrazenie aktuálnych parametrov, ako aj parametrov trendovaných po 6 minútach, prípadne 30 min, ako aj hodnotu zmeny „delta“.

par	[ ]	Hodnoty			
		Aktuálne	Priemer za 6 min	Priemer za 30 min	Zmena
		act	actfil	oldfil	delta
TI	[s]	1.57	1.58	1.58	-0.00
TE	[s]	3.04	3.04	3.04	0.00
%TI	[%]	34.03	34.24	34.26	-0.02
PAI	[kPa]	0.88	0.88	0.88	-0.00
PAE	[kPa]	0.20	0.20	0.20	-0.00
PEEPi	[kPa]	0.00	0.00	0.00	0.00
Cst	[l/kPa]	0.21	0.21	0.21	0.00
Cdyn	[l/kPa]	0.20	0.20	0.20	0.00
Riaw	[kPa s/l]	0.25	0.25	0.25	0.00
RIsys	[kPa s/l]	2.20	2.21	2.22	-0.00
REsys	[kPa s/l]	1.69	1.70	1.70	-0.00
f	[l/min]	13.00	13.00	13.00	0.00
PAWmax	[kPa]	0.90	0.90	0.90	0.00
PAWmin	[kPa]	0.20	0.20	0.20	0.00
VT	[l]	0.14	0.14	0.14	0.00
MV	[l/min]	1.90	2.07	2.10	-0.03

weight[kg] 30

Obrázok 18. Digitálne zobrazenie základných parametrov s trendom 6min, 30 min a rozdiel parametrov.

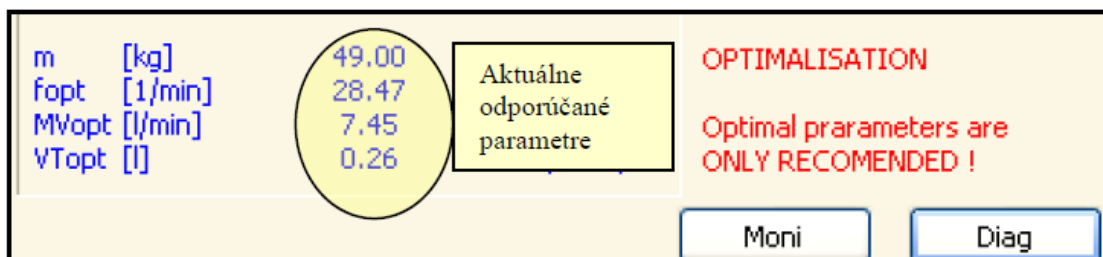


#### 6.4 Ktoré vypočítavané parametre je možné automaticky vyhodnotiť

V kapitole frekvenčne objemová optimalizácia UVP boli opísané teoretické postupy riešenia. Pre klinickú prax by bolo náročné vyššie uvedené výpočty robiť manuálne.

Matematický model je implementovaný v softvéri a vyhodnocuje aktuálny stav MVP v porovnaní s nastavenými parametrami UVP.

*Odporúčania pre V/f optimalizáciu sú potom vyhodnotené na obrazovke monitora.*



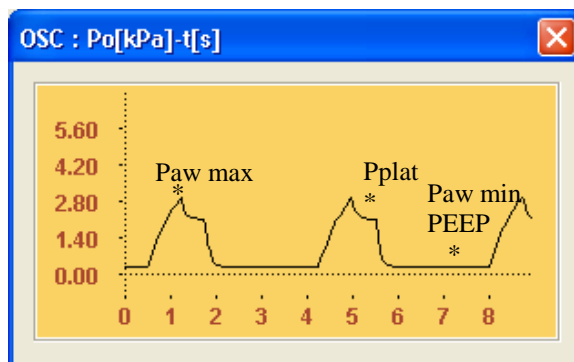
Obrázok 19. Odporúčanie pre zmeny v nastavení  $f$ ,  $V_T$  a MV

## 9 Praktické využitie grafických a digitálnych údajov

### Tlaková krivka

Predstavuje priebeh tlakovej hodnoty (Paw) v dýchacom okruhu v čase (t).

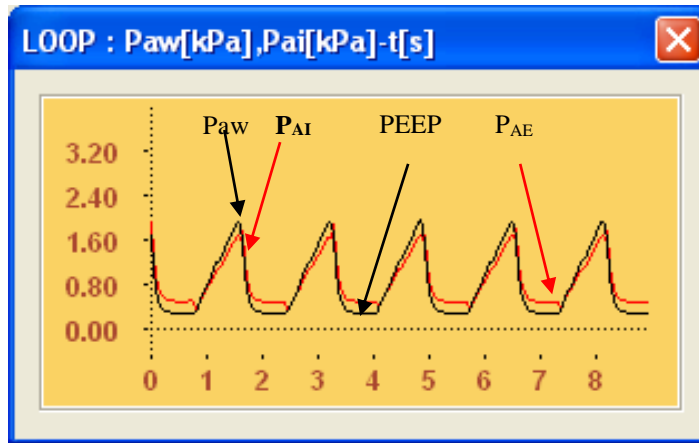
Z nej je možné odčítať jednak hodnotu maximálneho tlaku (Paw max) i hodnotu minimálneho tlaku Paw min = PEEP. Ak pacient má dychové úsilie, je možné detekovať pokles tlaku pod hodnotu PEEP počas inspiračného úsilia pacienta do doby reakcie asistora (triggra).



Obrázok 20. Paw/t krivka

Z priebehu tlakovej krivky je možné tiež detekovať nábeh tlaku počas inspiria a jeho pokles počas expira, teda tvar krivky, ktorý môže mať význam pri nastavovaní tzv. „Rampy“, t.j. hodnoty nábehu prietoku počas inspiria. Podobne môže slúžiť na identifikácie tzv. Plató tlaku (Pplat) na vrchole inspiria, alebo počas tzv. poinspiračnej pauzy.

Inou možnosťou znázornenia tlakových kriviek je znázornenie krivky tlaku v dýchacom okruhu (Paw) a krivky simultánne prepočítaného tlaku v alveolárnom kompartmente ( $P_A$ ) v čase (t).


 Obrázok 21. Paw – P<sub>A</sub> / t krivka

Z kriviek na obrázku je možné vidieť nielen hodnoty uvedené na predošlom obrázku, ale aj priebeh tlakov v alveolárnom kompartmente. Hodnoty maximálneho tlaku v alveolárnom kompartmente (P<sub>Ai</sub>) nám hovoria o reálnom tlaku, ktorý na alveolárne steny pôsobí počas inšpiria. Rozdiel medzi Paw a P<sub>Ai</sub> je daný odporom ET kanyly a dýchacích ciest. Tento rozdiel môže byť aj 200%-ný pri ventilácii ťažkého astmatika, ktorý má výrazne zvýšenú rezistenciu dýchacích ciest. Hodnota PEEP predstavuje nastavený koncový expiračný tlak na ventilátore. Hodnota P<sub>Ae</sub> je ale skutočnou hodnotou pôsobiacou na alveolárne steny a je súčtom PEEP a PEEPi, ktorý v alveolárnom kompartmente vzniká pri nastavení ventilátora tak, že  $T_e < 3 \cdot \tau_e$ .

Vyššie uvedené krivky teda umožňujú orientačne zistiť veľkosť odporu dýchacích ciest, ako aj prítomnosť inadvertného PEEPi.  $PEEP_i = P_{Ae} - PEEP$

Vyššie uvedený obrázok vysvetľuje aj podstatné rozdiely vo vypočítavaných hodnotách statickej (C<sub>st</sub>) a dynamickej (C<sub>dyn</sub>) poddajnosti pľúc.

V prípade štandardných výpočtov sa stanovuje  $C_{dyn} = VT / (Paw - PEEP)$ . Oproti skutočnej statickej poddajnosti  $C_{st} = VT / (P_{Ai} - P_{Ae})$ .

Z príkladu na obrázku..... je teda pri VT = 500 ml vypočítaná hodnota  $C_{dyn} = 0,33 \text{ l} \cdot \text{kPa}^{-1}$  a  $C_{st} = 0,45 \text{ l} \cdot \text{kPa}^{-1}$ , čo je 27% -ný rozdiel.

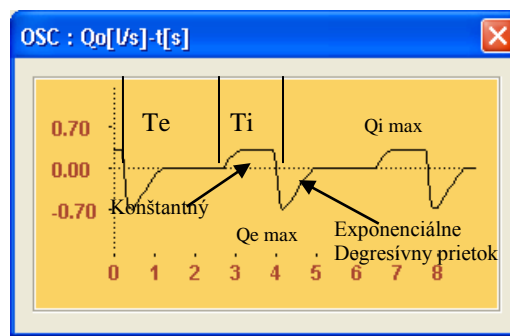
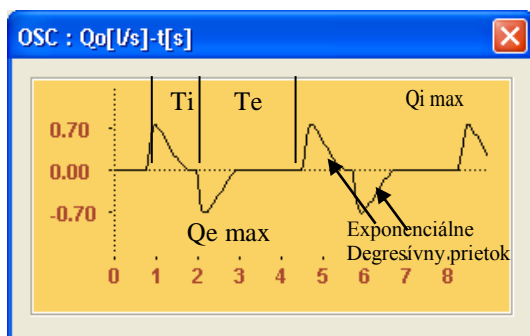
### Prietoková krivka

Predstavuje priebeh prietoku počas inšpiria (Q<sub>i</sub>) a počas expíria (Q<sub>e</sub>) v čase (t).

Z nej môžeme odčítať nielen maximálnu hodnotu prietokov (Q<sub>i</sub> max) a (Q<sub>e</sub> max), ale aj tvar prietokovej krivky a jej priebeh. Okrem toho môžeme sledovať prietok v čase počas inšpiria i expíria.

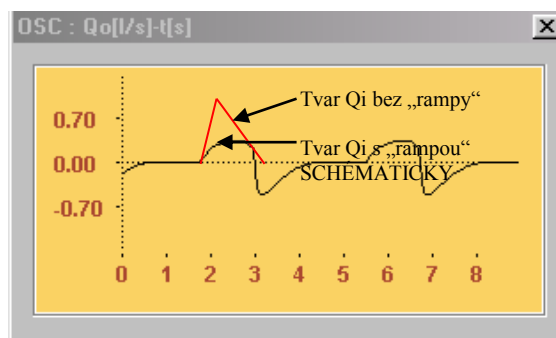
Základný rozdiel v tvare prietokovej krivky medzi CMV a PCV môžeme vidieť na vyššie uvedených obrázkoch. Kým pri CMV je aplikovaný prietok konštantný a jeho špičková hodnota (Q<sub>imax</sub>) je v tomto prípade cca 350 ml·s<sup>-1</sup>, pri PCV je prietoková krivka exponenciálna a špičkový inšpiračný prietok (Q<sub>imax</sub>) je cca 700 ml·s<sup>-1</sup>. Prietok plynov počas expíria (Q<sub>e</sub>) je ale v oboch prípadoch exponenciálny a pri rovnakom VT nie je viditeľný rozdiel v tvare krivky, ani vo veľkosti Q<sub>emax</sub>. Krivka v režime PCV je bez aplikácie „rampy“.

Z vyššie uvedeného vyplýva, že ak Raw je priamo úmerný prietoku, v prípade CMV bude odpor po celý čas inšpiria konštantný (konštantný prietok) oproti PCV, kedy na začiatku inšpiria bude pri vysokom špičkovom prietoku Raw vyššia a na konci inšpiria nižšia.



Obr. 22. Prietoková krivka – pressure control    Obr. 23. Prietoková krivka volume control

V prípade, že aplikujeme v režimoch s tlakovým riadením (PCV, PS, Bi-level) tzv. „rampu“, t.j. redukcii nábehu inspiračného prietoku, bude Q/t krivka mať charakter blížiaci sa charakteru krivky počas CMV ( constant flow).



Obrázok 23a. Q/t krivka s aplikáciou tzv. „rampy“

Na obrázku vidíme s porovnaním s obr. 22 ako klesol špičkový prietok  $Q_{imax}$ .

Keďže vieme, že  $VT = \text{časovému integrálu } Q_i$ , teda ploche pod krivkou  $Q_i$ , ani zmeny tvaru krivky nevedú k výraznejšej zmene  $VT$ .

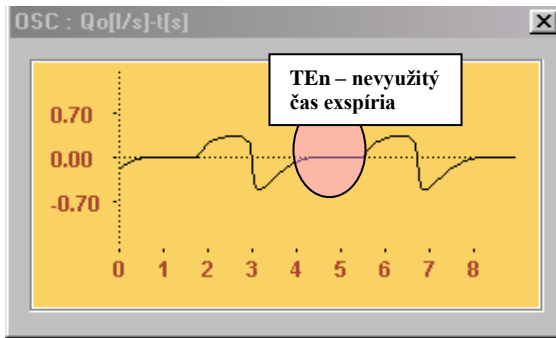
Z vyššie uvedeného vyplýva, že aplikácia „rampy“ povedie k redukcii špičkových prietokov v dýchacích cestách, bez výraznejšieho vplyvu na výmenu plynov ( $VT$  a  $MV$ ) v porovnaní s CMV.

Nastavenie vhodnej veľkosti „rampy“ je dôležitým faktorom pri UVP v režime PS (pressure support). Principiálne riadenie ventilátora v režime PS pracuje tak, že z inšpiria na expirium prepne ventilátor vtedy, keď  $Q_i$  klesne pod zvolenú % hodnotu (zvyčajne 25% ale lepšie 5%)  $Q_{imax}$ . V niektorých prípadoch, keď má pacient zvýšený  $R_{aw}$ , ventilátor pomerne rýchlo dosiahne pokles  $Q_i$  a prepne ventilačný cyklus na expirium. Týmto sa skrúti  $T_i$  a zníži  $VT$  niekedy na neúnosne nízke hodnoty. Vhodným nastavením „rampy“, t.j. znížením iniciálneho prietoku  $Q_{imax}$  sa zlepši plnenie pľúc počas inšpiria, predĺži sa  $T_i$  a zvýši sa aplikované  $VT$ .

Ďalším významným ukazovateľom, ktorý je detekovateľný na Q/t krivke je stanovenie využitia  $T_i$  a  $T_e$  pre výmenu plynov v pľúcach.

Výmena plynov v pľúcach prebieha len v tom čase, kedy je v systéme pľúca - ventilátor prietok plynov. Je možné teoreticky namietat', že v pľúcach dochádza za určitých okolností k redistribúcii plynov, ale je to otázka skôr teoretická, ako je praktický význam redistribúcie.

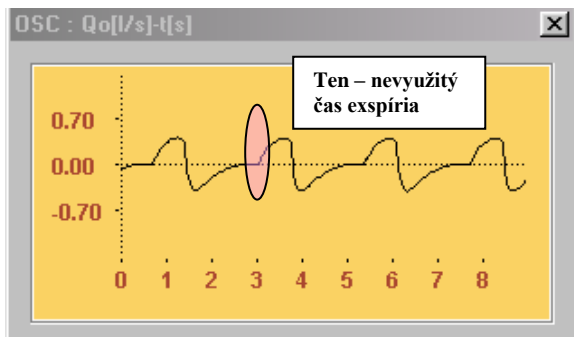
Prietok plynov môžeme sledovať a vyhodnocovať graficky a využiť túto informáciu.



Obrázok 24. Q/t krivka ukazujúca nevyužitý čas expíria ( $T_{En}$ )

Na obrázku je viditeľný inspiračný prietok v čase  $T_i$  a expiračný prietok v čase  $T_e$ . V čase  $T_i$  je programovaný prietok  $Q_i$  vyplňajúci celý časový úsek  $T_i$ , v čase  $T_e$  dochádza k „zániku“ expiračného prietoku cca v polovici  $T_e$ . V tomto prípade došlo k ukončeniu expíria – k vydychnutiu celého  $VT$  v čase približne  $\frac{1}{2} T_e$ . Druhá polovica  $T_e$  je z hľadiska objemovej výmeny plynov bezvýznamná, je to čas čakania na ďalšie programované  $T_i$ . Tento čas je z hľadiska výmeny plynov nevyužitý a nazývame ho „nevyužitý čas expíria“ – ( $T_{En}$ ). Pre kliniku nám takýto obraz Q/t krivky sponuje potrebu skrátiť  $T_e$  a využiť celý ventilačný cyklus na výmenu plynov. Skrátenie  $T_e$  ale povedie k skráteniu celého ventilačného cyklu ( $T_{cy}$ ) a zvýšeniu dychovej frekvencie, čo nemusí byť vždy žiaduce. Je na rozhodnutí lekára, či bude cyklus meniť manuálne, alebo ponechá optimalizáciu na výpočet monitorovacieho softvéru, ktorý mu doporučí hodnoty  $f$  a  $VT$ .

Po optimalizácii vyzerá prietoková krivka nasledovne.



Obrázok 25. Q/t krivka po optimalizácii

Na obr. 25 je znázornená optimalizácia  $T_i$  a  $T_e$ , ktorej výsledkom je takmer úplná eliminácia „nevyužitého času expíria“.

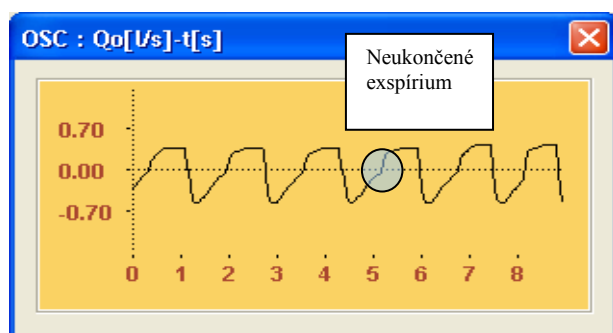
Podobný obraz môže vzniknúť v režime PCV na strane expíria, kedy  $Q_i$  zaniká pred ukončením programovanej doby  $T_i$ . Nazývame ho „nevyužitý čas expíria“ – ( $T_{In}$ ). Čas  $T_i$  nie je dokonale využitý pre výmenu plynov a je možné ho skrátiť.

Z diagnostického hľadiska nám táto situácia hovorí, že pôsobením zvoleného tlaku  $P_{pc}$  je možné dosiahnuť naplnenie pľúc objemom plynov ( $VT$ ) za kratší čas, ale nie vyšším objemom ( $VT$ ) pri nami zvolenom tlaku. Môže to predstavovať určitú rezervu, ktorá v prípade skolabovaných kompartmentov pľúc (ARDS a p.) predstavuje prevzdušniteľnú časť bronchoalveolárnych vyšším inspiračným tlakom. End-inspiračný recruitment. Na druhej strane zvýšenie tlaku  $P_{pc}$  môže v určitých prípadoch viesť síce k endinspiračnému otvoreniu recruitmentabilných oblastí, ale zároveň k cyklickému otváraniu počas expíria a kolapsu

alveolárnych jednotiek počas expíria a ich ďalšiemu poškodeniu. Tento problém je nevyhnutné citlivo a individuálne posúdiť na základe patofyziologickej analýzy konkrétneho pacienta a vyhodnotenia ďalších parametrov.

Nemenej dôležitým grafickým ukazovateľom, ktorý môžeme nájsť na Q/t krivke je obraz „nedokončeného expíria – nedokončeného expiračného prietoku“.

Tento obraz nám signalizuje, že v priebehu expíria nedošlo k úplnému vydýchnutiu predtým inšpirovaných plynov, ale časť plynov ostala uväznená v pľúcach. Plyn, ktorý v pľúcach ostal aj po programovanom ukončení expíria (trap volume – V trap) pôsobí v alveoloch distenziu a vzniká v nich tzv. inadvertný PEEP – PEEPi. Hodnotu PEEPi nedokážeme priamo zmerať, ale existuje niekoľko metodík na jeho výpočet. Z grafického hodnotenia Q/t krivky vieme zistiť, či PEEPi môže vzniknúť, ak je nežiaduci, predĺžením Te ho môžeme eliminovať.

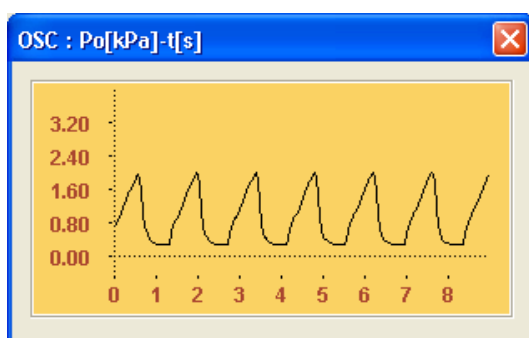


Obrázok 26. Krivka Q/t s neukončeným expíriom

Na obrázku môžeme vidieť, že  $Q_i$  na konci expíria nie je nulové a v tomto stave prichádza nové programované inšpirium.

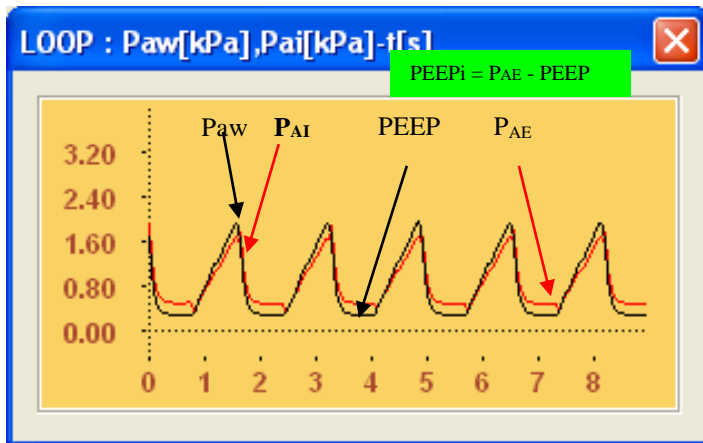
Je teda zrejmé, že expírimum predošlého dychového cyklu bolo z hľadiska prietoku neukončené, teda v pľúcach zostal určitý objem plynov vyvolávajúci vznik PEEPi.

Je úplne zrejmé, že na P/t krivke, ktorá zobrazuje tlak v okruhu ventilátora sa hodnoty podstatne nezmenia. Je teda z hľadiska diagnostiky PEEPi bezcenná.



Obrázok 27. P/t krivka

Podstatne vyššiu diagnostickú hodnotu má ale vypočítaná krivka  $P_{Ai}/P_{Ae}$ , ktorá znázorňuje priebeh tlakov v okruhu ventilátora ( $P_{aw}$ ) a jednak priebeh tlakov v alveolárnom kompartmente ( $P_A$ )



Obrázok 28. Tlaková krivka Paw a  $P_A$

Zo zobrazených kriviek je zrejmé, že hodnoty tlakov Paw v okruhu ventilátora sa podstatne líšia od hodnôt tlakov v alveolárnom kompartmente  $P_A$ .

PEEPi predstavuje diferenciu medzi sumárnym endexpiračným tlakom ( $P_{AE}$ ) a PEEP ( $P_{awmin}$ ) nastavenom na ventilátore .

Otázky jeho veľkosti a vhodnosti či nevhodnosti je nevyhnutné hodnotiť v klinickom kontexte.

Hlavne v staršej literatúre sa odporúča pri režime CMV (volume control) aplikácia poinspiračnej pauzy ( $T_p$ ) na zlepšenie distribúcie plynov, ako aj na umožnenie merania  $C$  a  $R_{aw}$  počas vzniknutého inspiračného plató (Pplat) v čase  $T_p$ .

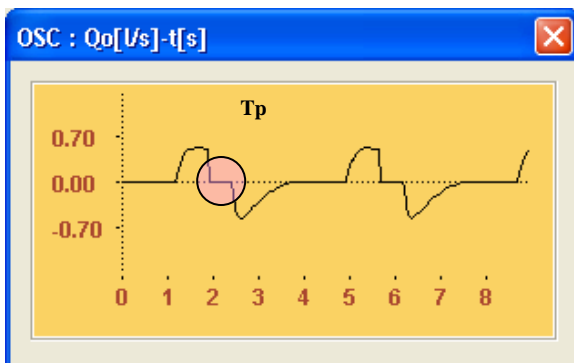
Podrobnejšou analýzou bolo zistené, že aplikácia  $T_p$  vedie k zbytočnému vzostupu Paw,  $P_{Ai}$  a na distribúcii plynov nič podstatné nemení. Skrátением aktívneho času insuflácie plynov do pľúc počas inspiria sa pri identickom VT zvyšuje  $Q_i$  a tým zbytočne zvyšuje odpor dýchacích ciest.

Modelový príklad pre nevhodnosť aplikácie  $T_p$ .

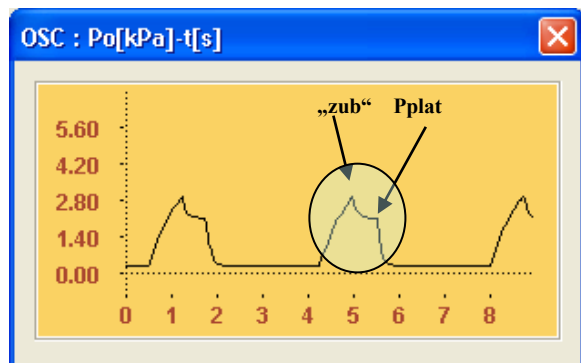
Ventilátor bol nastavený nasledovne: Režim CMV (VCV),  $V_T=0,38$  lit.  $T_i\%=0,33$ , ( 1:2),  $T_p = 35\%$  ,  $f=15$ ,  $C_{st} = 0,20 \text{ l}\cdot\text{kPa}^{-1}$ ,  $R_{aw}+R_t= 0,9 \text{ kPa}\cdot\text{l}^{-1}\cdot\text{sek}^{-1}$ .

Na obr.12 a 13/12 vidíme priebeh „normálnej“ P/t a Q/t krivky v režime objemovej kontroly CMV (VCV-volume control ventilation).  $T_p$  sa na Q/t krivke javí ako nulový prietok, na P/t krivke vytvára plató (Pplat) „Zub“.

V priebehu takto nastavenej UVP sme dosiahli  $P_{aw \max} = 2,98 \text{ kPa}$ ,  $P_{Ai}=2,55 \text{ kPa}$  a  $R_{IAW}=1,3 \text{ kPa}\cdot\text{l}^{-1}\cdot\text{sek}^{-1}$ . Po zmene parametrov nastavenia tak, že  $T_p=0$ .  $T_p$  sme teda neaplikovali. Sledovali sme zmeny, ktoré budú nasledovné ako na ďalších obrázkoch

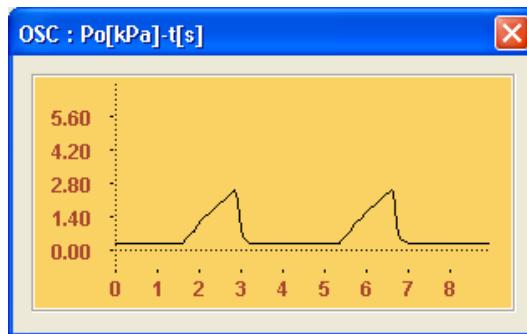
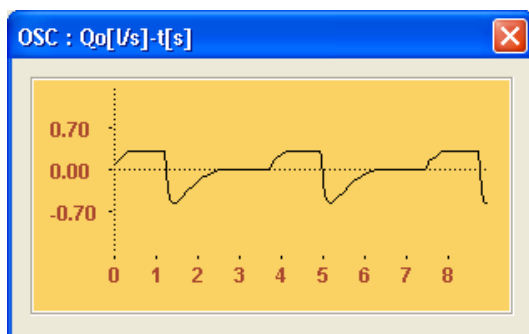


Obr. 29. Q/t krivka s nastaveným (označeným)  $T_p$



Obr. 30. P/t krivka

Na obr. 31 vidíme, že  $T_p=0$ , obraz na Q/t krivke sa zmenil, a že Pplat „zub“ na P/t krivke už nie je prítomný.



Obr. 31. Q/t krivka po vypnutí  $T_p$ .  $T_p = 0$  Obr. 32.  $P_{aw}$ /t krivka pri  $T_p=0$

Zmeny v parametroch boli nasledovné: Pri nezmenenej  $V_T$  a  $MV$  klesla hodnota  $P_{awmax}$  z 2,98 na 2,5 kPa,  $P_{Ai}$  klesol na 2,2 kPa, a  $R_{IAW}$  na  $1,08 \text{ kPa} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{sek}^{-1}$ .

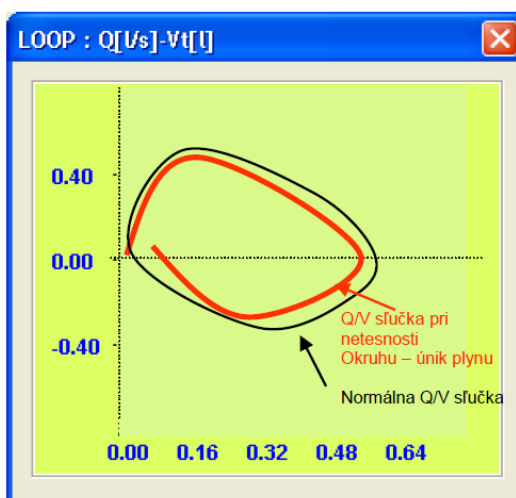
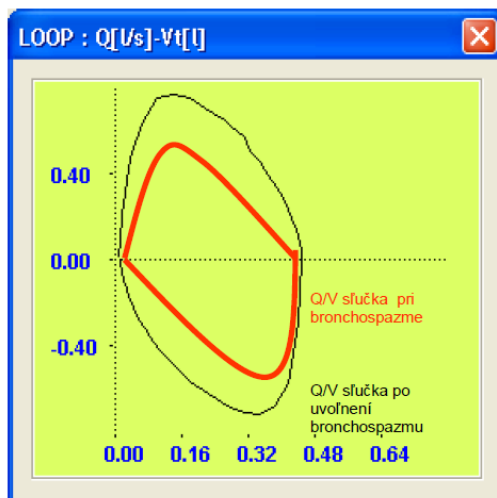
Z vyššie uvedeného vyplýva, že aplikácia  $T_p$  pri UVP vedie k zvyšovaniu tlaku v okruhu ( $P_{aw}$ ), alveolárneho špičkového tlaku, ako aj rezistencie dýchacích ciest. Zhoršuje možnosti presného merania  $C_{st}$ .

Nevyhnutnosť aplikácie  $T_p$  kvôli monitorovaniu MVP, ako aj „zlepšenej“ distribúcie plynov v pľúcach je z dnešného uhla pohľadu úplne irelevantné.

Aplikácia  $T_p$  zvyšuje tlaky v dýchacom okruhu  $P_{awmax}$ , čo je z hľadiska protektívnej ventilácie nežiaduce.

### Sľučka Q/V

Na obr. 33 a 34 sú znázornené niektoré diagnostické možnosti, ktoré je možné urobiť vyhodnotením tvaru Q/V sľučky. Je zrejmé, že sme dosiahli vyššie prietoky plynov dýchacími cestami po uvoľnení spazmu. Iným príkladom je obr.17/12, kde vidíme, že Q/V sľučka v tesnom dýchacom okruhu začína a končí v bode „0“. Pri netesnosti okruhu sa prejaví predčasným ukončením expiračnej časti sľučky, z čoho vyplýva, že  $V_{Ti} > V_{TE}$ . Časť plynu unikla netesnosťou, prípadne je chybný snímací element vyhodnocujúci prietoky či objemy.



Obr. 33 Q/V sľučka – uvoľnenie bronchospazmu Obr. 34 Netesnosť okruhu.

### V/P sľučka

#### Dychová práca ( $W_b$ ) a jej prejavy vo V/P sľučke - teória

Práca (W) ako fyzikálny pojem sa dá definovať ako pôsobenie sily na určitú vzdialenosť.

Dychová práca ( $W_b$ ) sa dá definovať ako množstvo vynaloženej energie, ktorá sa spotrebuje na mechanickú výmenu plynov medzi atmosférou a alveolami.

Fyzikálne sa dá definovať ako násobok tlaku a objemu

$$W_b = V \times P \text{ (Joule)}$$

Vo väčšine prípadov sa vyjadruje ako výkon, t.j. práca za čas (Joule\*min<sup>-1</sup>).

Za normálnych okolností predstavuje dychová práca cca 2,5 – 5 J\*min<sup>-1</sup>. Vo vzťahu k spotrebe kyslíka reprezentuje kľudové dýchanie asi 2% celkovej kyslíkovej spotreby.

V patologických stavoch môže dychová práca predstavovať hodnotu 10-15 J\*min<sup>-1</sup> a spotreba kyslíka dýchacím svalstvom stúpne až na 20% celkovej spotreby. Takýto pacient je na hranici svojich ventilačných možností a vyžaduje ventilačnú podporu.

Vo všeobecnosti sa hovorí, že expírium je pasívny dej, ktorý prakticky nevyžaduje prácu.

V patologických stavoch (hyperventilácia, dusenie, CHOPCH, aplikácia EPAP, CPAP), kedy sa zapoja do dýchania aj pomocné dýchacie svaly, aj expírium sa stáva energeticky náročnou činnosťou.

Ak dôjde k situácii, kedy energetické nároky dýchacieho svalstva nie sú dostatočne plnené, dochádza k ich únave a zlyhaniu „ventilačnej pumpy“, čo sa klinicky prejaví ako respiračná insuficiencia.

Pri spontánnom dýchaní dychová práca pozostáva z dvoch komponentov „elastickej práce“ a práce na prekonanie trecích síl.

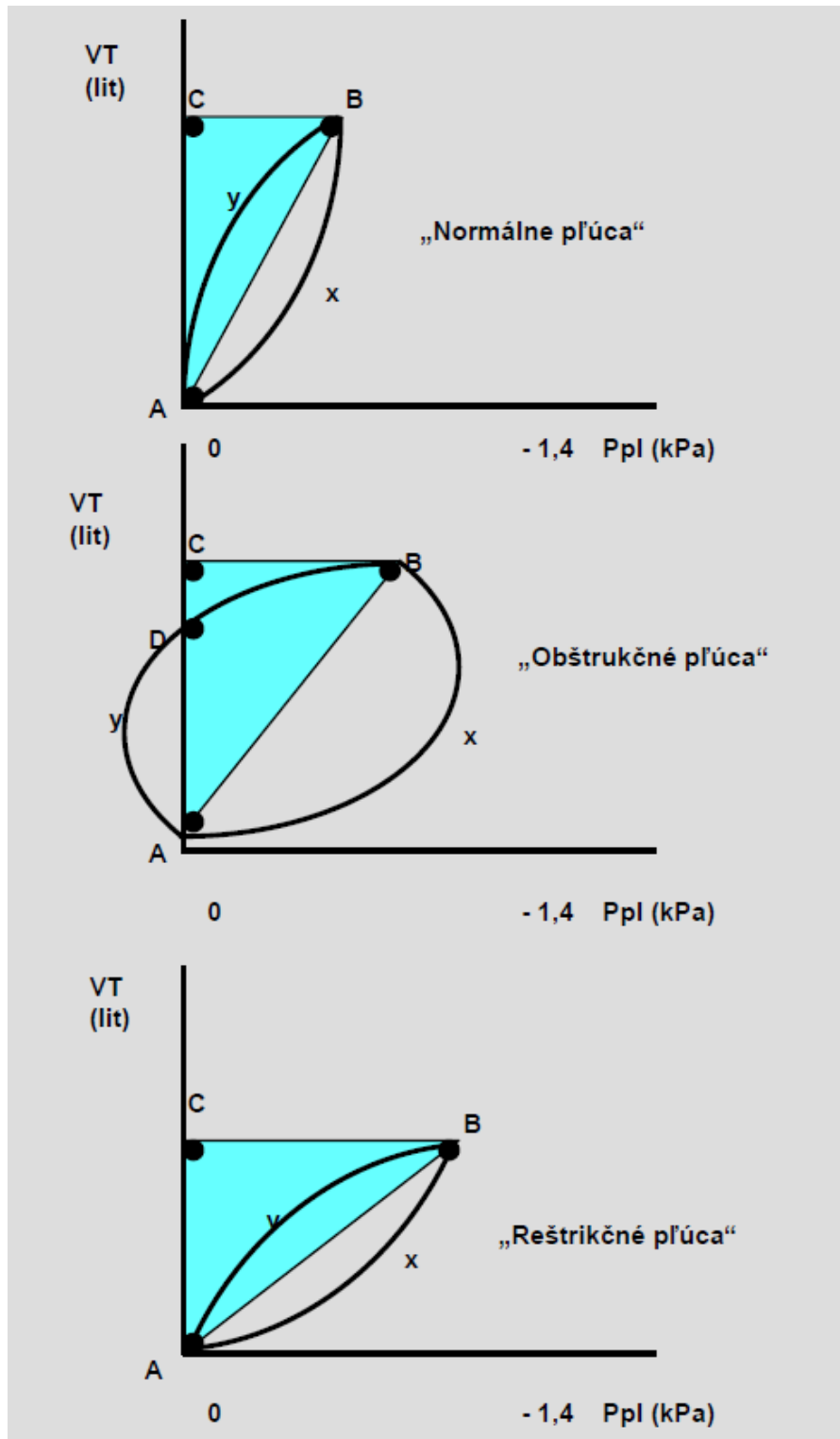
Elastickou prácou prekonávame elastické sily pľúc a hrudníka vyjadrené ako poddajnosť.

Pod prekonávaním trecích síl rozumieme prekonávanie odporu.

Na objemovo-tlakovej sľučke sú znázornené (dynamické tlakovo - objemové závislosti) „normálnych pľúc“, „obštrukčných pľúc“ a „reštrikčných pľúc“.

Inspírium je znázornené krivkou AxB, expírium krivkou ByA. Trojuholník ABC (modrý) predstavuje vykonanú prácu na prekonanie elastických síl (poddajnosť). Spojnica AB predstavuje dynamickú poddajnosť pľúc. Plocha medzi krivkou (X) a spojnicou AB (biela) predstavuje prácu potrebnú na prekonanie frikčných odporov, v klinickom ponímaní na prekonanie prietochného odporu dýchacích ciest (Raw). V prípade „obštrukčných pľúc“ vidíme, že krivka ByA nie je skrytá, ale presahuje smerom do pozitívnych pleurálnych tlakov, čo znamená, že expírium bolo aktívne a vyžiadalo si dychovú prácu.





Obrázok 35. V/P sľučky - schéma

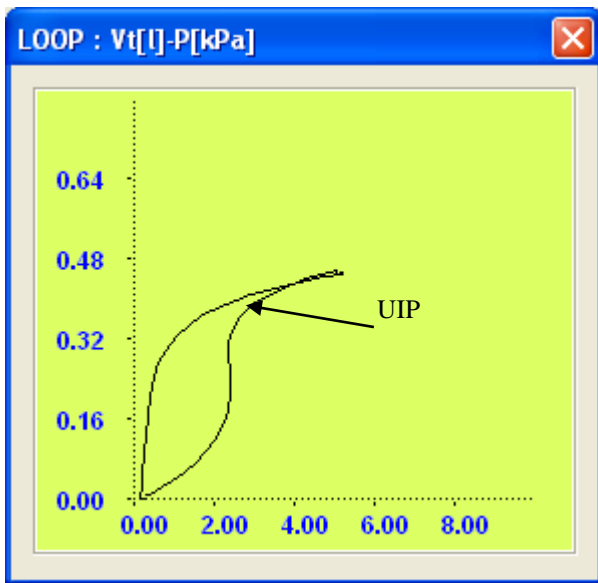
Na obrázkoch je zrejmé, že v porovnaní s normálnymi pľúcami majú obštrukčné pľúca porovnateľnú prácu na prekonanie elastických síl, ale podstatne vyššiu prácu na prekonanie odporu v inšpirii i expírii.

Pri reštrikčných pľúcach vidíme, že práca na prekonanie elastických síl je podstatne väčšia (pokles Cst) ako u normálnych, ale práca na prekonanie Raw je porovnateľná.

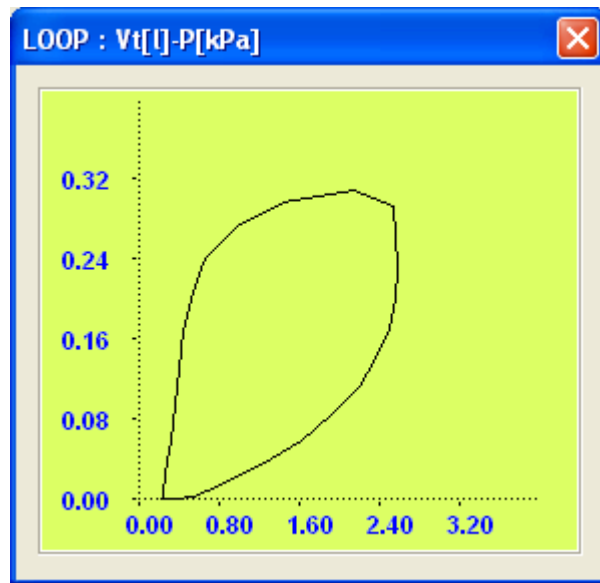
Vyššie uvedené úvahy platia pre spontánne ventilujúceho pacienta a pacienta na ventilačnej podpore. U pacientov s respiračným zlyhaním analyzujeme V/P sľučku z hľadiska protektivnej ventilácie.

Aj pri monitorovaní UVP sa prejaví sklon spojnice (A-B) podľa miery reštrikcie pľúcneho parenchýmu (konsolidácia pri ARDS, pneumónii, edéme pľúc a pod.) so stratou poddajnosti.

Pre vyhnutie sa traumatizujúcej ventilácii je však potrebné sledovať aj ďalšie možné grafické obrazy na V/P sľučke. V niektorých prípadoch, nie však vždy je možné detekovať horný a dolný inflekčný bod. Ak u pacientov s nízkym Raw aplikujeme vysoké VT, je možné spravidla identifikovať horný inflekčný bod (UIP – upper inflection point).



Obr. 36. Zistenie UIP



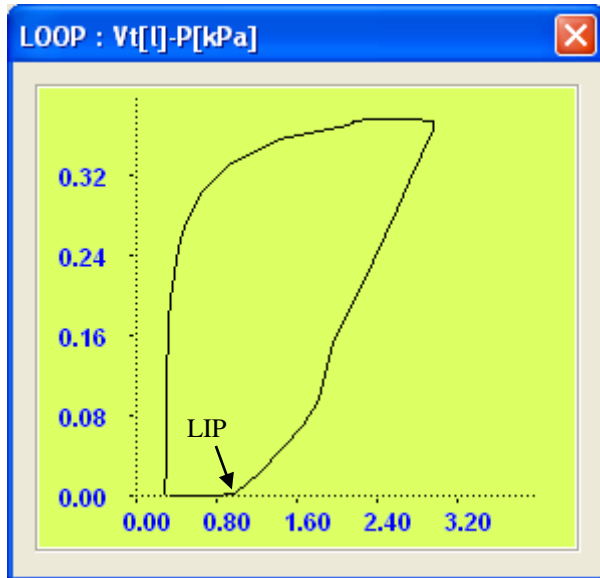
Obr. 37. Optimalizácia s poklesom VT

Prekročenie hodnoty UIP vedie k výraznému vzostupu alveolárnych tlakov počas inšpiria, pričom zmena VT je za hodnotou UIP veľmi malá. Objemová výmena je neefektívna. Na obr.19/12 je zachytená ventilácia v režime CMV s VT cca 480 ml, ale u pacienta s kriticky zníženou Cst na hodnoty okolo 100 ml/kPa. Paw v oblasti UIP dosahuje cca 3,8 kPa a pri reálne dodanom objeme cca 5,8 kPa, čo predstavuje výrazne traumatizujúcu ventiláciu. Po optimalizácii vidíme, že pri zmene VT na hodnoty cca 310 ml, Paw dosahuje len cca 2,5 kPa. Horný inflekčný bod sa nezobrazil.

Podobne je v niektorých prípadoch možné na V/P sľučke vidieť aj dolný inflekčný bod (LIP- lower inflection point).

Hodnota LIP nám signalizuje, že počas vzostupu tlaku v dýchacích cestách v našom prípade do hodnoty cca 0,8 kPa nedôjde vlastne k žiadnej alebo len minimálnej objemovej výmene. Až po prekročení  $Paw = 0,8 kPa$  sa začne dodávať do pľúc požadované VT.

Tento fakt nám signalizuje, že ventilačná práca v tejto oblasti krivky je neefektívna a zbytočná. Na druhej strane je možné predpokladať, že v tejto fáze dochádza k otváraniu časti alveolárnych kompartmentov a na ich otvorenie je potrebný určitý tlak.



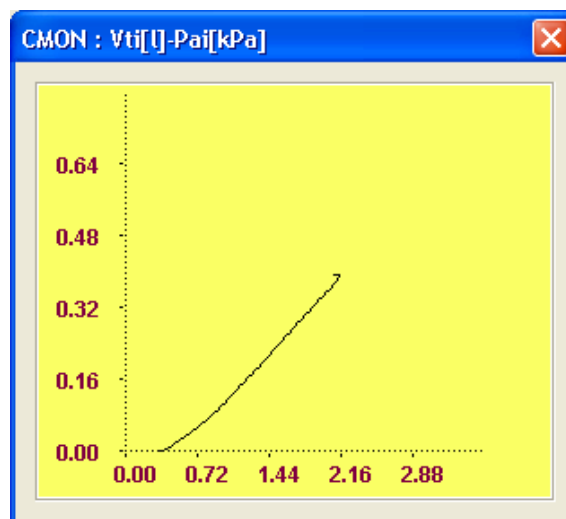
Obrázok 38. Identifikácia LIP

Ak teda chceme udržať alveolárne kompartmenty vzdušné - otvorené, bude možno potrebné nastaviť PEEP na hodnotu LIP. Riziká extrémneho zvyšovania PEEP a vzťah PEEP k identifikácii LIP sú v ďalšom texte.

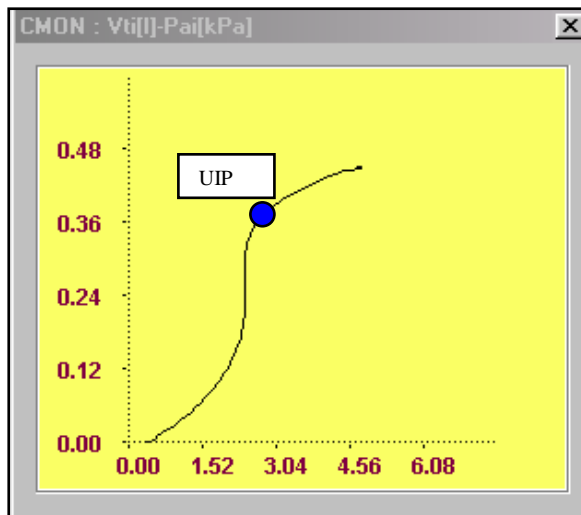
Je nevyhnutné uvedomiť si, že údaje znázornené na sľučkách Q/V aj V/P sú merané v okruhu ventilátora a nie v pľúcach, preto ich výsledky je potrebné hodnotiť s veľkou rezervou.

**Krivka Cst-i ( statickej inspiračnej poddajnosti).**

Pre presnejšie nájdenie UIP a LIP, ako aj znázornenie priebehu závislosti alveolárnych tlakov ( $P_A$ ) na inspirovanom objeme ( $V_T$ -i) máme k dispozícii v reálnom čase prepočítavanú krivku inspiračnej statickej poddajnosti.



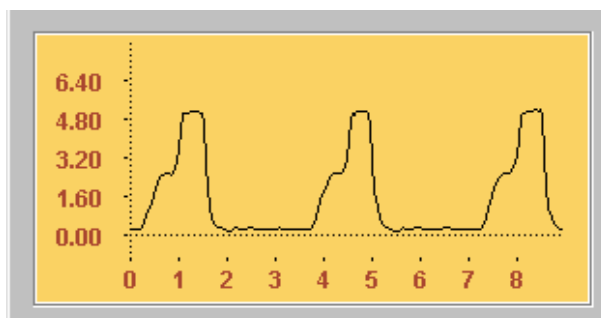
Obrázok 39. Priebeh krivky Cst-i na lineárnom modeli pľúc (CMV)



Obrázok 40. Priebek krivky Cst-i na modeli pľúc so simulovaným UIP

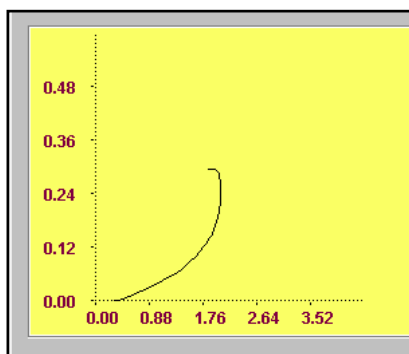
Z obrázku je zrejmé, že parametre UVP sú nastavené neoptimálne, že VT vo vzťahu k objemu pľúc je neadekvátne veľké, teda sa jedná o ventiláciu s neúmerne veľkými VT.

Tieto objemy insuflované do pacienta sa prejavujú aj na tlakovej krivke Paw, kde vidíme, že špičkové tlaky dosahujú cca 5 kPa.

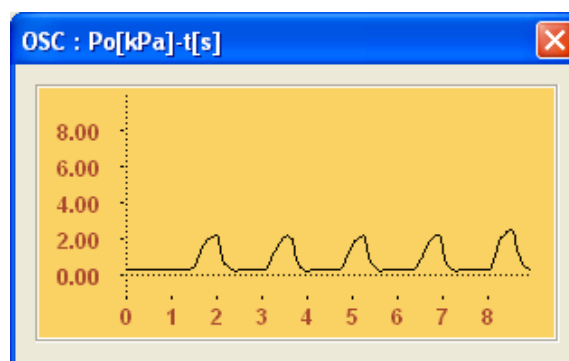


Obrázok 41. Paw/t krivka

Takto aplikovaná UVP je evidentne traumatizujúca a preto bola optimalizovaná softvérovou optimalizáciou, čo malo za následok radikálne zmeny jednak na krivke Cst-i, ako aj na krivke Paw/t.



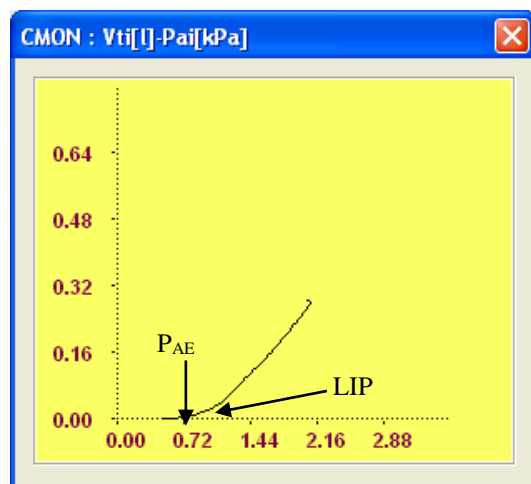
Obr. 42 Cst-i po optimalizácii



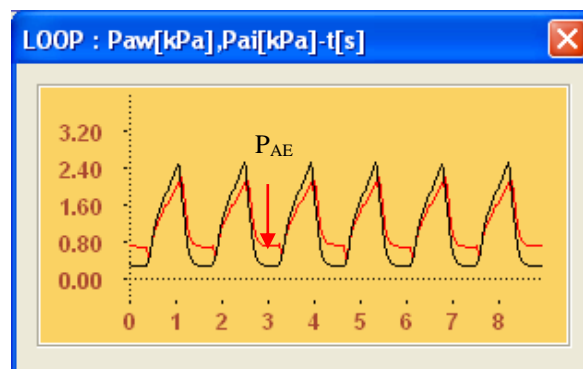
Obr. 43 Paw/t po optimalizácii

Z vyššie uvedeného sledovania vyplýva, že sledovanie priebehu Cst-i je pre diagnostiku traumatizujúcej ventilácie veľmi dôležité. Nájdenie UIP a zníženie VT na hodnoty neprekračujúce UIP môže viesť k zníženiu Paw rádovo o 70-90%. Podobným spôsobom je možné na krivke Cst-i identifikovať aj LIP a hľadať požadovaný PEEP, samozrejme s ďalej uvedenými obmedzeniami.

Okrem vyššie uvedených skutočností je z krivky Cst-i možné odčítať aj hodnotu  $P_{AE}$ , t.j. koncového expiračného tlaku v alveolárnom kompartmente.



Obr. 44 Krivka Cst-i, Identif. LIP a hodnoty  $P_{AE}$ .



Obr. 45 Krivka Paw –  $P_A$  /t

### Názory na vyhodnocovanie V/P sľučky a krivky poddajnosti Cst-i.

Vyhodnocovanie V/P krivky, hlavne jej inspiračného ramena predstavuje akési vodítko pre vyhodnocovanie protektívnej ventilácie. Identifikácia dolného inflekčného bodu (LIP) a horného inflekčného bodu (UIP) sú zaujímavé z hľadiska cyklického kolapsu a recruitmentu alveolov, prípadne overdistenzie. Je potrebné si uvedomiť, že V/P krivka je meraná v okruhu ventilátora a nezohľadňuje odpory ET kanyly a dýchacích ciest. Krivka poddajnosti Cst-i je síce vypočítavaná, ale predstavuje oveľa realistickejšie priblíženie sa dejom v alveolárnom kompartmente. Hlavne u heterogénneho poškodenia pľúc krivky ale predstavujú akési priemer mechanických vlastností celých pľúc. Je to akási schéma a preto je vyhodnocovanie pomerne nejednoznačné.

Nové výskumy svedčia o skutočnosti, že LIP nemá výpovednú silu pre nastavenie PEEP, pretože ani hodnota nad LIP nemusí zabezpečiť derecruitment predtým (v inspiriu) recruitovaných alveolárnych kompartmentov. Identifikácia LIP svedčí skôr o relatívnej homogénnosti pľúcneho poškodenia, kde okrsky poškodených bronchoalveolárnych jednotiek majú porovnateľné (aj keď patologické) parametre mechanických vlastností.

Vymiznutie, resp. nemožnosť identifikovať LIP svedčí skôr o heterogenite pľúcneho poškodenia, kedy v rôznych pľúcnych okrskoch je rôzny otvárací tlak a ich priemerná hodnota sa na krivke V/P prakticky nezobrazí.

S podstatne vyššou presnosťou pracuje grafické znázornenie Cst-i, aj keď podobná situácia sa môže tiež vyskytnúť.

Vychádzajúc z klasickej práce Suttera je možné potvrdiť, že z hľadiska nastavenia „optimálneho“ PEEP je rozhodujúcim parametrom monitorovanie Cst-i. Vzostup Cst-i v závislosti na PEEP-e je v súčasnosti možné považovať za parameter, ktorý indikuje otvorenie skolabovaných alveolárnych kompartmentov. Sekundárne zmeny v zlepšení

oxygenácie a eliminácie CO<sub>2</sub> to len potvrdzujú. Na krivke Cst-i je viditeľné „rozloženie“ VT v jej tzv. lineárnej časti, napriek tomu, že krivka poddajnosti nie je úplne lineárna.

### **10 Záver**

Monitorovanie ako systém sledovania technologických, fyziologických a nakoniec aj patofyziologických funkcií organizmu pacientov, ako aj funkčnosti technických zariadení, je dôležitým prvkom v modernej anestéziológii a intenzívnej medicíne. Jednotlivé monitorovacie metódy a techniky sa vzájomne prelínajú a sú použiteľné ako v anestéziológii, tak v intenzívnej medicíne.

Je nevyhnutné zdôrazniť, že akýkoľvek prístrojový monitoring nemôže nahradiť klinické sledovanie pacienta a analýzu jednotlivých monitorovaných veličín erudovaným lekárom. Je to len pomôcka, ktorá môže vo významnej miere zlepšiť kvalitu starostlivosti a bezpečnejšie previesť pacienta cez kritické obdobie jeho ochorenia.

Monitoring môže byť v niektorých prípadoch život zachraňujúci, ale nemôže byť systémom nahrádzajúcim lekára.