

PŮVODNÍ PRÁCE

Teória a zjednodušený matematický model viachladinovej umelej ventilácie pľúc

Török Pavol

OAIM, Vranovská nemocnica n. o., Vranov nad Topľou, Slovenská republika

Súhrn

Cieľ práce: Dokázať, že pri výrazne nehomogénnej distribúcii plynov v ťažko patologicky postihnutých pľúcach je možné viachladinovou UVP zlepšiť distribúciu plynov do pomalých bronchoalveolárnych kompartmentov bez rizikovej zmeny objemového zaťaženia rýchlych kompartmentov. Autor realizoval softvérový matematický model viakompartmentných nehomogénne postihnutých pľúc, ktoré „ventiloval“ novým spôsobom UVP – tzv. trojhladinovou ventiláciou. Viachladinovú ventiláciu definuje ako spôsob (modifikáciu) UVP, pričom základnú hladinu ventilácie tvorí ventilačný režim CMV, PCV, alebo PS (ASB) a nadstavbu, tzv. ventiláciu na pozadí tvorí hladina PEEPh (PEEP high) s meniteľnou frekvenciou a trvaním prechodu medzi jednotlivými hladinami PEEPh/PEEP.

Názov a sídlo pracoviska: Oddelenie anesteziológie a intenzívnej medicíny.

Materiál a metódy: Viachladinová ventilácia na 3 tlakových úrovniach realizovaná matematickým modelom ako kombinácia tlakovo kontrolovanej ventilácie (PCV) a dvoch úrovní PEEP a (PEEPPh).

Výsledky: Pri porovnávaní jednohladinovej UVP v režime PC s tzv. trojhladinovou ventiláciou ako kombináciou PC+PEEPPh/PEEP autor zistil, že plnenie pomalých kompartmentov sa na modeli výrazne zlepšilo, a to rádovo o 50–60 % oproti východzej hodnote. Tento rozdiel v absolútnom vyjadrení u obštrukčných kompartmentov dosahuje 2 až 10-násobok objemu, respektive 1,2–3-násobné zvýšenie MV v kompartmentoch k4 a k5.

Záver: Matematickým modelom sa dá preukázať, že aplikácia tzv. trojhladinovej UVP môže viesť k výrazným zmenám v distribúcii plynov v nehomogénne patologickým procesom postihnutom pľúcnom parenchýme. Matematický model si vyžiada klinické overenie, aby boli zodpovedané otázky účinnosti tejto modifikácie UVP.

Kľúčové slová : UVP – viachladinová UVP – ARDS – ALI

Abstract

The theory and simplified mathematical model of multi-level intermittent positive pressure ventilation

Objective: Considering the issues of intermittent positive pressure ventilation (IPPV) in non-homogenous pathological lung processes, the author built a mathematical model of tri-compartment non-homogeneously injured lungs ventilated with a new mode of IPPV – multi-level ventilation. The author defines multi-level ventilation as a type (modification) of IPPV consisting of background ventilation using the CMV, PCV or PS (ASB) ventilation mode and an added level called “on-background ventilation” consisting of multiple levels of PEEPh (PEEP high) with variable frequency and duration of transition between individual levels of PEEP. The objective was to prove whether in cases of considerably non-homogenous gas distribution in acute pathological disorders of the lungs it is possible to improve gas distribution into slow broncho-alveolar compartments while only minimally or not at all increasing the volume load of the fast compartments by using the multi-level IPPV.

Setting: Department of Anaesthesiology and Intensive Care Unit.

Materials and methods: Multi-level ventilation on three pressure levels was carried out by a mathematical model as a combination of pressure-controlled ventilation (PCV) and two levels of PEEP: PEEP (constant) and PEEPh (PEEP high).

Results: Comparing single-level IPPV in the PCV mode with the tri-level ventilation (PCV+PEEPPh/PEEP), the author found that the loading of the slow compartments in the model was considerably improved by as much as 50–60% in comparison to the baseline value. This difference, in absolute figures, reached as much as a 2–10 times increase in volume, or a 1.2–3 times increase in minute ventilation in compartments k4 and k5.

Conclusions: The mathematical model proves that the application of multi-level IPPV can achieve considerable changes in gas distribution in the lung parenchyma affected by a non-homogenous pathological process. The mathematical model requires further verification in the clinical setting to answer questions regarding its efficacy.

Keywords: IPPV – multi-level ALV – ARDS – ALI

Anest. intenziv. Med., 19, 2008, č. 2, s. 96–103.

Úvod

Jedným z vážnych a ťažko riešiteľných problémov umelej ventilácie pľúc (UVP) je ventilácia pacienta s difúznym patologickým procesom v pľúcnom parenchýme, ktorý spôsobuje výraznú nehomogenitu distribúcie plynov.

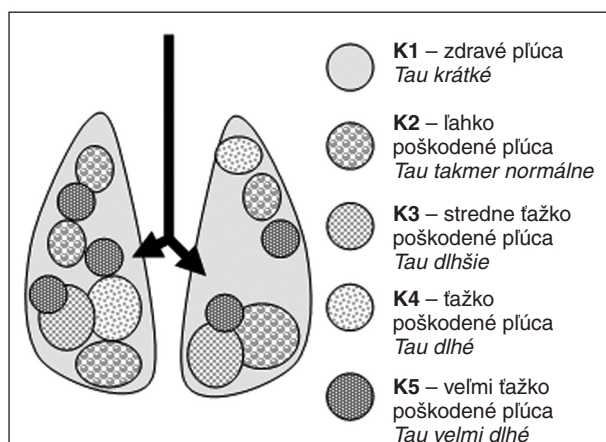
Vychádzajúc zo základov matematického a fyzikálneho modelovania umelej ventilácie pľúc (UVP) je možné povedať, že UVP klasickým režimom ventilácie aj pri najlepšej frekvenčnej a tlakovej optimalizácii, nemôže viesť u pacienta s nehomogénnou distribúciou plynov v pľúcach k optimálnej distribúcii plynov do jednotlivých, ale rôzne postihnutých kompartmentov [1, 6].

Rozdiely v časových konštantách (τ) jednotlivých kompartmentov v pľúcach, (aj modelovo simulovaných), sú také veľké, že pri optimálnom nastavení parametrov UVP pre jeden či dva kompartmenty, je nastavenie parametrov (frekvencia, pomer dôb $T_i : T_e$, prietoky plynov) pre ďalšie kompartmenty nevyhovujúci, alebo výrazne suboptimálny.

Dá sa povedať, že jeden jediný režim ventilácie s určitými parametrami: frekvencia ventilácie (f), čas inšpiria a expíria ($T_i : T_e$), dychový objem (VT), pozitívny tlak na konci výdychu (PEEP), tlak ventilačnej podpory (P_{pc}) v tlakovom režime UVP a pod., nemôže byť u nehomogénnych pľúc nastavený optimálne pre každý jeden, rôzne postihnutý kompartment [2, 3, 4, 5].

Najjednoduchším teoretickým riešením by bolo aplikovať pre každý kompartment iné nastavenie parametrov ventilácie, ktoré by boli optimálne vzhľadom na mechanické vlastnosti zvoleného kompartmentu. Keďže kompartmenty nie sú uložené na jednom mieste a nie je možné oddeliť vstup do každého kompartmentu zvlášť, takéto podmienky nie je možné technicky splniť [3].

Príkladom pre vhodnosť tejto úvahy je selektívna bibronchiálna ventilácia pri jednostrannom pľúcnom poškodení (napr. kontúzia jedných pľúc), kedy zdravé pľúca ventilujeme jedným režimom a parametrami



Obr. 1. Schematické znázornenie difúzne nehomogénne poškodených pľúc

UVP a pľúca postihnuté patologickým procesom ventilujeme iným režimom s inými parametrami nastavenia. V tomto prípade je možné anatomicky oddeliť poškodené a nepoškodené kompartmenty a fyzikálne oddeliť prúd plynov tečúci do každého kompartmentu (v tomto prípade „zdravé“ a „choré pľúca“).

Pri anatomicky nehomogénnom poškodení pľúc (pneumónia, ARDS, bronchiolitída, edém pľúc, početná kontúzia pľúc a pod.) existuje množstvo rôzne postihnutých, ale biofyzikálne podobných kompartmentov, ktoré sú anatomicky uložené difúzne po celých pľúcach a nie je možné rozdeliť prietok plynov do každého kompartmentu zvlášť [1, 3].

V týchto prípadoch bude ventilácia jednotlivých kompartmentov optimálna len v tých, pre ktoré je zvolené relatívne najoptimálnejšie nastavenie parametrov UVP. Ostatné kompartmenty budú ventilované viac či menej suboptimálne.

Pre diagnostiku mechanických vlastností dýchacích orgánov, ako aj pre aplikáciu dýchacích plynov je len jedna „signálová“ aj „výkonová“ cesta, a to trachea či endotracheálna (ET), respektive tracheostomická (TT) kanyla. Na konci tejto cesty môžeme merať základné parametre potrebné pre diagnostiku, a to fyzikálne parametre prietoku plynov. Tou istou cestou môžeme aplikovať aj UVP. Pritom priamo merať je možné len parametre prietoku (Q), tlaku (P) a času (t). Všetky ostatné parametre sú parametrami vypočítanými [3, 4].

Vyššie uvedené anatomické a fyzikálne obmedzenie spôsobuje problémy pri diagnostike, aj pri aplikácii optimálnych parametrov UVP pre jednotlivé, rôzne postihnuté a navyše anatomicky nehomogénne uložené kompartmenty.

Materiál a metodika

Teória viachladinovej UVP

Predpokladajme, že máme matematický multikompartimentný model nehomogénnych pľúc. Statická poddajnosť bola simulovaná ako lineárna, pre každý kompartment (k) $C_{st1-5} = 100 \text{ ml} \cdot \text{kPa}^{-1}$ a odpory kompartmentov od 0,3 do 15 $\text{kPa} \cdot \text{s} \cdot \text{l}^{-1}$. Časové konštanty (τ) /sek./ udávajúce „rýchlosť“ plnenia kompartmentu počas inšpiria a rýchlosť vyprázdňovania kompartmentu počas expíria v jednotlivých kompartmentoch sú v tabuľke 1.

Tabuľka 1. Časové konštanty multikompartimentného modelu

Kompartiment	τ (sek)	$3 \cdot \tau$ (sek)
K1	0,05	0,15
K2	0,1	0,3
K3	0,4	1,2
K4	1	3
K5	1,5	4,5

$$\tau = R \cdot C(0)$$

Predpokladajme, že aplikujeme UVP s pomerom $T_i : T_e = 1 : 1$. Potom pre výmenu plynov v jednotlivých kompartmentoch za čas $3 \cdot t$ sú „optimálne“ časy ven-

tilačného cyklu (T_{cy}) a frekvencií ventilácie uvedené v tabuľke 2.

$$T_i = T_e = 3 \cdot \tau \quad (1)$$

$$T_{cy} = T_i + T_e \quad (2)$$

$$f = 60/T_{cy} \quad (3)$$

Tabuľka 2. Teoreticky optimálne frekvencie pre jednotlivé kompartmenty

Kompartmenty	$T_i = T_e = 3 \cdot \tau$ (sek)	$T_{cy} = T_i + T_e$	$f_{opt} (d \cdot min^{-1})$ $f = 60/T_{cy}$
K1	0,15	0,3	200
K2	0,3	0,6	100
K3	1,2	2,4	25
K4	3	6	10
K5	4,5	9	6,6

Z tabuľky 2 vyplýva, že ak budeme pľúca ventilovať frekvenciou $200 d \cdot min^{-1}$, bude optimálne ventilovaný len kompartment k1 a ostatné budú ventilované neoptimálne a v tomto prípade hypoventilované. Hypoventilácia bude tým výraznejšia, čím má kompartment dlhšie τ , teda čím sú kompartmenty „pomalšie“.

Naopak, ak budeme ventilovať frekvenciou $6-7 d \cdot min^{-1}$, bude kompartment k5 ventilovaný optimálne, ale suboptimálne budú ventilované ostatné kompartmenty.

Suboptimálna ventilácia sa prejaví ako relatívna hyperventilácia/hypoventilácia a v prípade režimu UVP (volume control) VC (CMV) ventilácie výrazne stúpne špičkový alveolárny tlak (P_{ai}) v kompartmentoch s kratším τ .

Ak úplne teoreticky zvážime vyššie povedané, potom môžeme dôjsť k záveru, že pre optimálnu výmenu plynov každého jedného kompartmentu si bude UVP vyžadovať simultánnu ventiláciu piatimi rôznymi

frekvenciami, prípadne s rôznymi pomermi dôb $T_i : T_e$, dychovými objemami či tlakmi.

V skutočnosti pri UVP máme len jeden vstupný prvok, ktorým je trachea, respektíve endotracheálna či tracheostomická kanyla, cez ktorú musí inšpirovaný i exspirovaný plyn pretiecť. Z toho vyplýva aj technické riešenie a filozofia umelej ventilácie pľúc viacerými tlakovými hladinami a frekvenciami ventilácie.

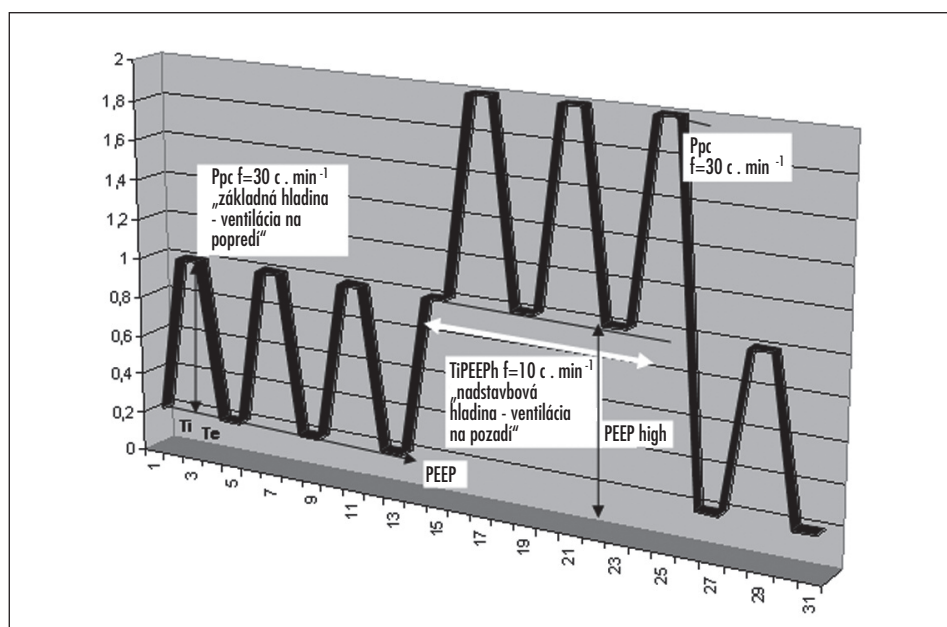
Režimy a nastavenie časových a tlakových parametrov jednotlivých hladín UVP musia byť kompatibilné vzájomne, prípadne aj so spontánnou dychovou aktivitou pacienta.

Vysvetlenie názvoslovia

Viachladinová ventilácia je riešením novým, preto je potrebné vysvetliť si jednotlivé pojmy, ktoré budeme používať v ďalšom texte.

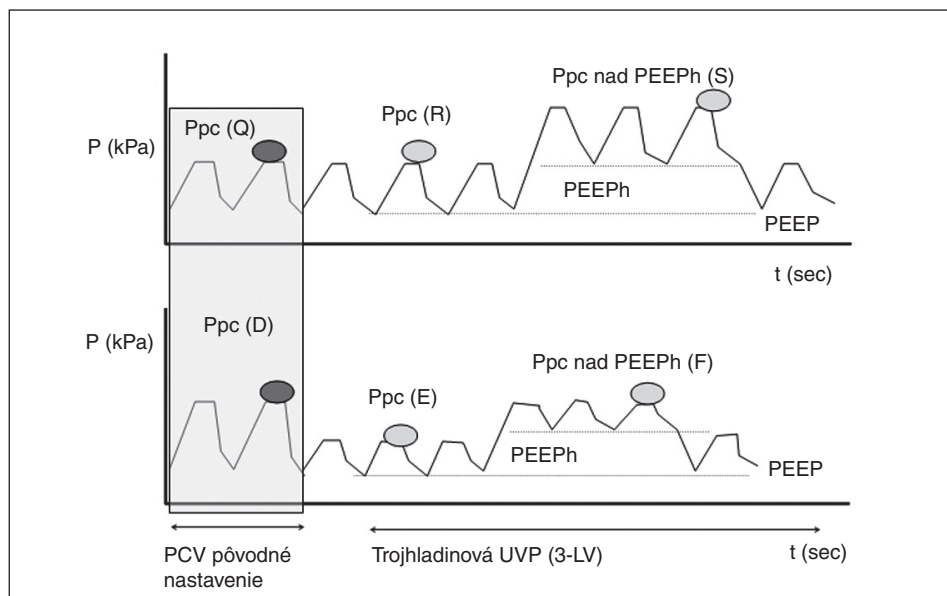
Základná hladina UVP – tento pojem definuje ako ventilačný režim, vrátane parametrov nastavenia frekvencie, pomeru časov $T_i : T_e$, objemu či tlaku, ktorý je aplikovaný u pacienta ako základný (napr. CMV, PCV, PS /ASB/). Túto hladinu ventilácie môžeme nazvať **ventilácia na popredí**.

Nadstavbové hladiny – tento pojem definuje modifikáciu ventilačného režimu, ktorý pracuje simultánne s ventiláciou na popredí, ale s inými nastavenými parametrami tlaku, časov dýchacieho cyklu. Takýchto hladín môže byť teoreticky väčší počet (multilevel), pričom ich nazývame **nadstavbová hladina 1 ...až...n**. Tieto hladiny môžeme nazvať – **ventilácia na pozadí**. Tieto hladiny sú akoby „skryté“ v základnej hladine. Frekvencia nadstavbových hladín, ako aj aplikovaný tlak, sú zvyčajne nižšie ako parametre základnej hladiny. Pre trojhladinovú ventiláciu sme použili názov **PEEP high** (PEEPH).



Obr. 2. Schematické znázornenie tlakovej krivky pri aplikácii trojhladinovej ventilácie pľúc

Základný ventilačný režim (PCV) s frekvenciou $30 d \cdot min^{-1}$, a nadstavbová hladina ventilácie na pozadí s frekvenciou $10 d \cdot min^{-1}$, tvorená tlakovou hladinou PEEP_H / PEEP.



Obr. 3. Základná fyzikálna schéma matematického 5-kompartmentného modelu, ktorý bol aplikovaný pri modelovaní výmeny plynov

PEEP – nastavený ako statická veličina na ventilátore za účelom recruitmentu (alebo na udržanie geometrie alveolov) je konštantným tlakom v dýchacích cestách pôsobiacim v alveolárnom kompartmente.

Nastavenie tlakových parametrov v matematickom modeli bolo identické, ako je na obrázku 2.

Je samozrejmé, že hodnoty Ppc a PEEPh, ako aj PEEP, môžeme pri prechode do trojhladinovej ventilácie nastaviť na zvolené hodnoty. Príklad je na obrázku 3.

Na hornom grafe v obrázku 3 je znázornený prechod z ventilácie v režime PCV (pôvodné nastavenie) do trojhladinovej ventilácie. Ppc (bod Q a R) sme nemenili, a preto špičkový tlak Ppc nad PEEPh (bod S) stúpol o hodnotu PEEPh. Na dolnom grafe je znázornená iná možnosť nastavenia tlakových hodnôt. Ak pôvodne nastavený tlak v režime PCV – Ppc bol zvolený na hodnotu (bod D), pri nastavení trojhladinovej ventilácie sme parametre tlaku Ppc znížili na hodnotu (bod E), potom tlak Ppc nad PEEPh (bod F) dosahuje len pôvodnú hodnotu Ppc (bod D) použitú v pôvodnom režime PCV. Kombinácií a variant nastavenia je veľký počet a konkrétne nastavenie je závislé do veľkej miery od pľúcnej patológie a jej diagnostiky. Príklad na obrázku 3 je použitý ako didaktická pomôcka.

Základné vysvetlenie matematického modelu a fyzikálnych princípov trojhladinovej ventilácie a jej simulácia na nehomogénnom multikompartmentnom modeli pľúc

Predpokladajme, že pacient (model) s vyššie uvedenými mechanickými vlastnosťami je ventilovaný ventilačným režimom pressure control ventilation (PCV) zvolenými parametrami (pressure of pressure control) Ppc = 1 kPa, f = 30 d . min⁻¹, Ti : Te = 1 : 1, PEEP = 0,2 kPa. Tento ventilačný režim teda považujeme za režim na popredí, respektive za základnú hladinu UVP.

Na pozadí tohoto ventilačného režimu aplikujeme

striedavo hladinu PEEPh, s parametrami: PEEPh = 1 kPa nad PEEP, s frekvenciou f_{PEEPh} = 1/3 z frekvencie PC, t. j. 10 d . min⁻¹. Pomer Ti : Te nadstavbovej hladiny bol 1 : 1, t. j. (Ti_{PEEPh}) = Ti%h = 50%.

Tlakovo-časová krivka trojhladinovej ventilácie je schematicky znázornená na obrázku 2.

Teoreticky sa dá predpokladať, že kompartmenty s krátkou časovou konštantou na 5. kompartmentnom modeli pľúc budú ventilované lepšie vyššou frekvenciou, teda režimom PC, oproti kompartmentom patologickým, ktoré budú ventilované relatívne lepšie striedaním PEEPh / PEEP s frekvenciou 10 d . min⁻¹.

Pre výpočet špičkového alveolárneho tlaku (Pai) a koncového alveolárneho tlaku (Pae), ako aj VT (dychového objemu) v jednotlivých kompartmentoch (k1–5) boli použité nasledujúce vzorce:

$$Pae = PEEP + PEEPi \quad [4]$$

$$VT = Cst \cdot \left[\left(\frac{Pae + Ppc - Pae \cdot (1 - e^{-\frac{Ti}{\tau}})}{\tau} \right) - \left(Ppc \cdot \frac{e^{-\frac{Te}{\tau}}}{1 - e^{-\frac{Te}{\tau}}} \right) + PEEP \right] \quad (6)$$

Pae – koncový alveolárny tlak = PEEP + PEEPi (inadvertný, auto PEEPi) [kPa]

e – prirodzený logaritmus

Cst – statická poddajnosť (l kPa⁻¹)

τ – časová konštanta kompartmentu [sek]

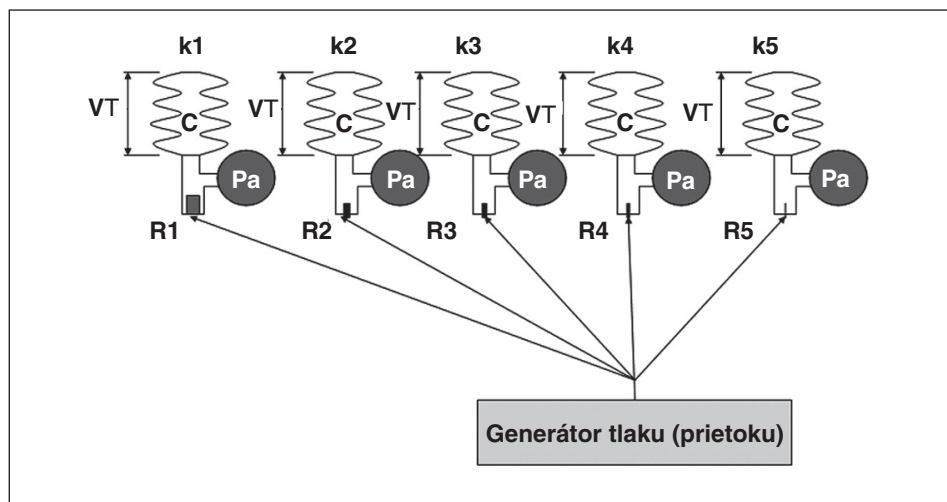
Ti – čas inšpiria (insufúcie plynu do pľúc) [sek]

Te = Te (pri modeli Ti : Te = 1 : 1)

Model predpokladá lineárny priebeh Cst, idealizované exponenciálne priebehy prietoku a laminárne prúdenie cez jednotlivé komponenty. Generátor tlaku bol simulovaný ako generátor s nulovým vnútorným odporom (Rg = 0). Schematický princíp modelu je na obrázku 4.

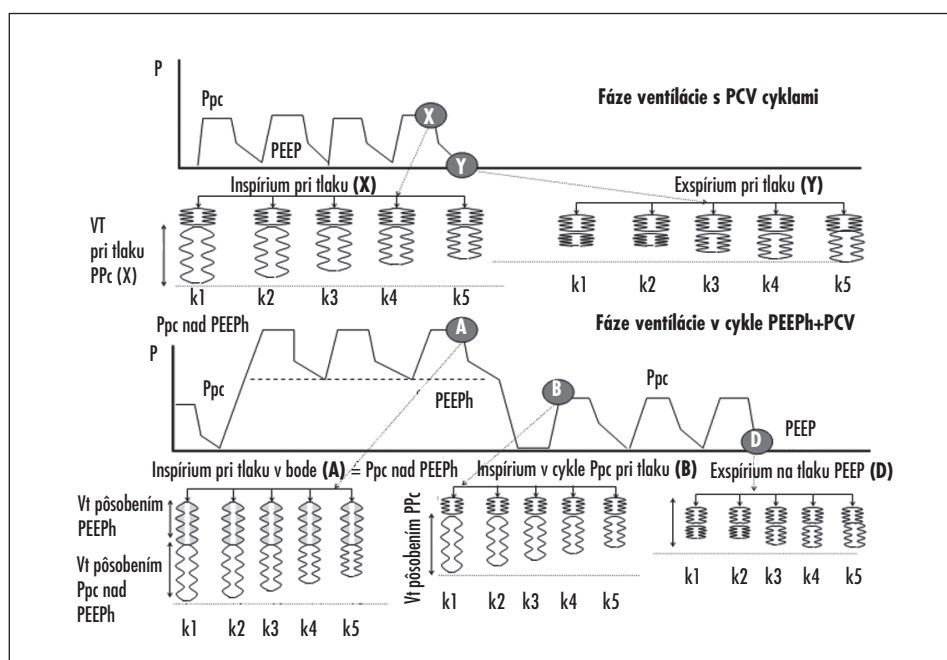
Schematické plnenie a vyprázdňovanie jednotlivých kompartmentov (k1–5) počas jednotlivých fáz trojhladinovej ventilácie je znázornené na obrázku 5.

V hornej časti obrázku je znázornená prvá fáza



Obr. 4. Schéma možného nastavenia tlakových hodnôt počas aplikácie trojhladinovej ventilácie v porovnaní s hodnotami pôvodne nastavených parametrov pri predošlej ventilácii PCV

Vysvetlivky: C – poddajnosť, R – odpor, Pa – alveolárny tlak, VT – dychový objem, k – kompartmenty 1–5



Obr. 5. Schéma dynamického modelu vysvetľujúceho plnenie a vyprázdňovanie jednotlivých kompartmentov pľúc v rozhodujúcich fázach dýchacích cyklov pri trojhladinovej ventilácii

ventilácie cyklami PCV a účinok tlaku Ppc na plnenie a vyprázdňovanie jednotlivých kompartmentov. Pri dosiahnutí tlakového bodu (X) na P/t krivke (koniec inspiria) dosiahne distribúcia plynov do jednotlivých kompartmentov naznačené objemy. Kompartmenty k1 a k2 sa naplnia maximálne, k3–k5 postupne menej. V expíriu (tlakový bod označený Y – koniec expíria), sa prvé dva kompartmenty vyprázdnia úplne, k3–k5 sa vyprázdňujú menej. V týchto kompartmentoch ostane uviaznutý určitý objem plynov (trap volume) a vznikne v nich auto (inadvertný) PEEPi. Nehomogenita distribúcie je spôsobená rozdielnymi časovými konštantami kompartmentov (τ).

V dolnej časti obrázku 5 je znázornená fáza dychového cyklu na tlakovej hodnote PEEP + Ppc (bod A). Pretože vo vyššie uvedenom modeli trvá pri $f_{PEEP} = 10 \text{ d} \cdot \text{min}^{-1}$, $Ti_{PEEP} = 3 \text{ sekundy}$, naplnia sa kompartmenty rýchle i pomalé vo fáze trvania PEEP, a naviac sa naplnia kompartmenty pôsobením tlaku Ppc nad PEEP. Po prechode PEEP znovu do fázy PCV sa kompartmenty parciálne vyprázdnia a plnia nasledujúcim cyklom PCV tlakom Ppc, ako je naznačené pri tlakovej hodnote (bod B). Po ukončení cyklov PCV na tlaku PEEP (bod D) sa kompartmenty vyprázdnia na objemy, ako sú naznačené (v bode Y) na hornej časti obrázku. Potom sa cykly opakujú.

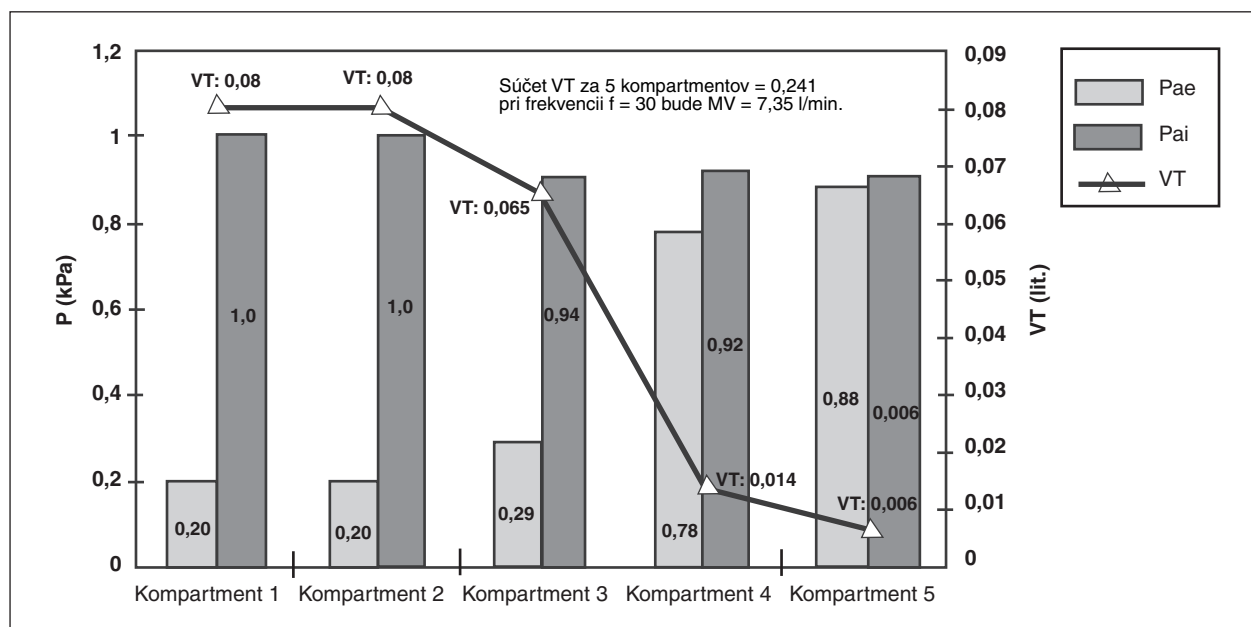
Výsledky

Zmeny špičkového alveolárneho tlaku (P_{ai}), koncového alveolárneho tlaku (P_{ae}) a objemového plnenia (VT) jednotlivých kompartmentov pri (jednohladinovej) PC ventilácii frekvenciou $30 \text{ c} \cdot \text{min}^{-1}$, $T_i : T_e = 1 : 1$ a $P_{pc} = 1 \text{ kPa}$ pri $PEEP = 0,2 \text{ kPa}$ sú na grafe 1.

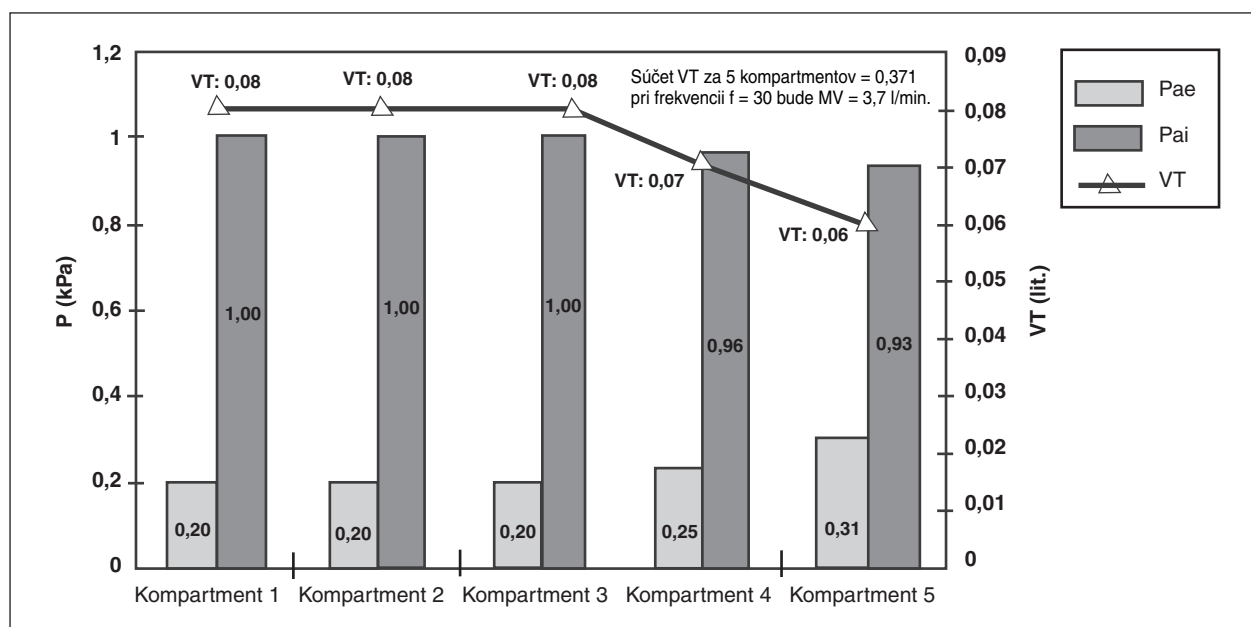
Zmeny špičkového alveolárneho tlaku (P_{ai}), koncového alveolárneho tlaku (P_{ae}) a objemového plnenia (VT) jednotlivých kompartmentov pri (jednohladinovej) PC ventilácii frekvenciou $10 \text{ c} \cdot \text{min}^{-1}$, $T_i : T_e =$

$1 : 1$ a $P_{pc} = 1 \text{ kPa}$ pri $PEEP = 0,2 \text{ kPa}$ sú uvedené na grafe 2.

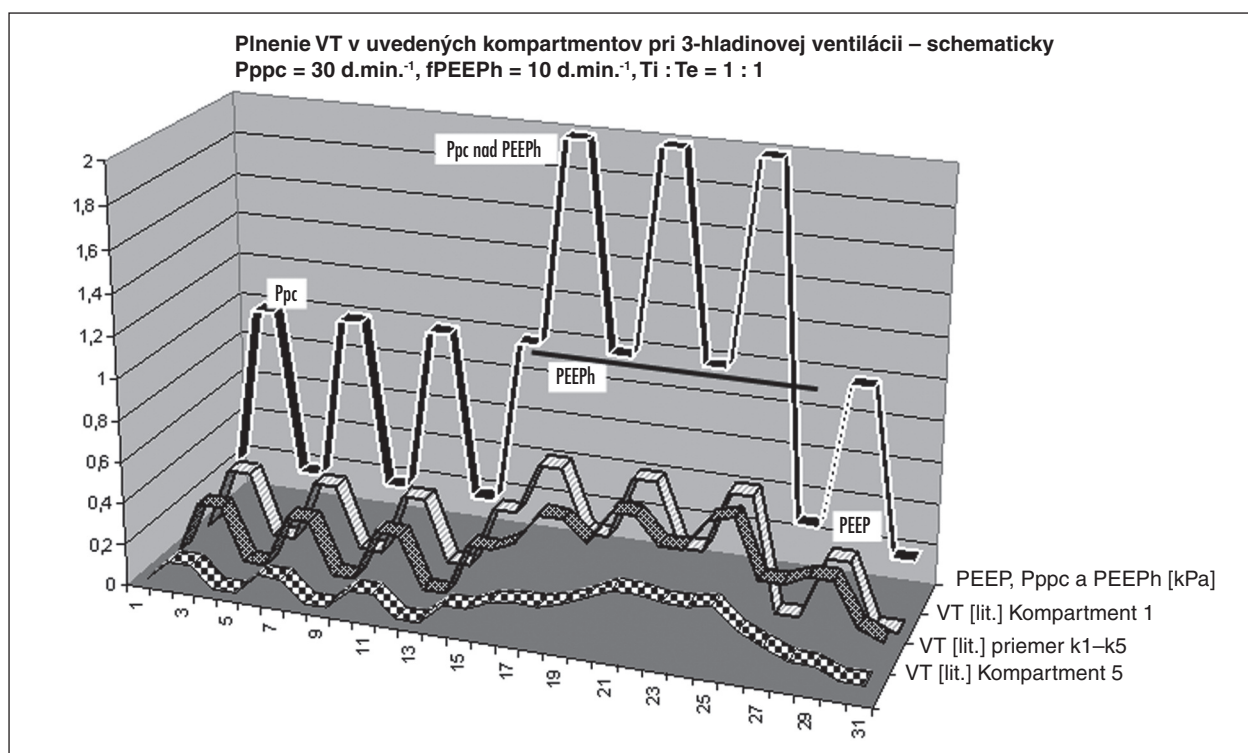
Z porovnania grafov 1 a 2 je zrejmé, že pri frekvencii $f = 30 \text{ d} \cdot \text{min}^{-1}$ bude v pomalých kompartmentoch s dlhšou časovou konštantou (τ) stúpať P_{ae} , pretože v nich bude stúpať $PEEP_i$ a znižovať sa delta $P_{ai}-P_{ae}$. Tento fakt má za následok zníženie objemového plnenia (VT) v pomalých kompartmentoch. Pri frekvencii $f = 10 \text{ c} \cdot \text{min}^{-1}$ stúpne plnenie pomalých kompartmentov a vzostup P_{ae} (spôsobený vznikom $PEEP_i$) bude ďaleko menší. Kým pri frekvencii $f = 30 \text{ c} \cdot \text{min}^{-1}$ bude sumárne VT za všetky kompartmenty nižšie, sumárna



Graf. 1. Distribúcia plynov (VT) počas inšpiria a expiria v modeli a tlaky (P_{ai} a P_{ae}) v alveolárnych kompartmentoch pri $f = 30 \text{ d} \cdot \text{min}^{-1}$, $T_i : T_e = 1 : 1$ a $P_{pc} = 1 \text{ kPa}$.



Graf. 2. Distribúcia plynov (VT) počas inšpiria a expiria v modeli a tlaky (P_{ai} a P_{ae}) v alveolárnych kompartmentoch pri $f = 10 \text{ d} \cdot \text{min}^{-1}$, $T_i : T_e = 1 : 1$ a $P_{pc} = 1 \text{ kPa}$.



Graf. 3. Priebeh tlakovej krivky a plnenie kompartmentu k1, kompartmentu k5 a priemerná hodnota kompartmentov k1–5, plynom (VT) pri 3-hladinovej ventilácii – schematicky

Z grafu je zrejmé, že objemové plnenie kompartmentu k5 sa postupne zvyšuje počas fázy PEEP_H + Ppc, podobne aj v priemernom plnení kompartmentov k1–5.

fPpc = 30 d . min⁻¹, fPEEP_H = 10 d . min⁻¹, Ti : Te = 1 : 1

minútová ventilácia (MV) bude – napriek zhoršenej distribúcii plynov do pomalých kompartmentov – vyššia. Pri nižšej frekvencii bude napriek zlepšeniu distribúcie plynov do pomalých kompartmentov sumárny dychový objem VT vyšší, minútová ventilácia bude nižšia. Tieto zmeny sú závislé na ventilačnej frekvencii.

$$(MV = f \cdot VT)$$

Ak si porovnáme distribúciu plynov (VT) do kompartmentov k3–k5, vidíme, že pri frekvencii $f = 10$ stúpne objemové plnenie týchto kompartmentov 2–10-násobne. Minútová ventilácia stúpla len o 1,2–3-násobok. V prípade, že aplikujeme trojhladinovú ventiláciu a budeme sledovať distribúciu plynov do jednotlivých kompartmentov, zistíme, že distribúcia plynov sa zlepší hlavne v kompartmentoch pomalých.

Na grafe 3 vidíme schematicky, že pri jednotlivých tlakových zmenách dochádza v pomalých kompartmentoch k integrácii objemu počas inspíria pomalšou frekvenciou (f_{PEEPH}) a zvyšovaniu celkového VT kompartmentu. Tým sa zlepší výmena plynov v pomalých pri $f = 30$ d . min⁻¹ hypoventilovaných kompartmentoch. V závislosti nastavenia pracovných tlakov Ppc a PEEP_H sa bude meniť aj plnenie kompartmentov rýchlych s krátkou časovou konštantou. Na prezentovanom modeli stúpla celková MV o cca 50 %. Veľký podiel na celkovom zvýšení MV je v zlepšenej distribúcii plynov do pomalých kompartmentov k4 a k5,

u ktorých bola MV pri $f = 30$ d . min⁻¹ = 0,6 l . min⁻¹ a 1,3 l . min⁻¹ pri $f = 10$ d . min⁻¹, čo predstavuje dvojnásobné zvýšenie MV v kompartmentoch k4 a k5.

Diskusia

Modelovanie viachladinovej ventilácie malo za úlohu dokázať, že je možné zmeniť objemové plnenie (distribúciu plynov) hlavne kompartmentov simulujúcich patologickým procesom (pomalé kompartmenty) postihnuté pľúca (k4, k5). V kompartmentoch postihnutých patologickým procesom (obštrukcia) nie je možné jednohladinovou ventiláciou (PCV, PS, CMV) dospieť k ich optimálnemu, alebo aspoň lepšiemu plneniu bez kritického poklesu MV znížením ventilačnej frekvencie. Naproti tomu pri viachladinovej ventilácii je možné dosiahnuť redistribúciu plynov smerom do patologických „pomalých“ kompartmentov. Vyššie uvedený model nebol tlakovo optimalizovaný a mal len ukázať, že k želaným zmenám dochádza. Čím ťažšie je postihnutie patologických kompartmentov v zmysle obštrukcie, tým relatívne väčšie zlepšenie ich plnenia dostaneme pri viachladinovej ventilácii [2, 3, 4].

Pre klinickú aplikáciu výsledkov vyššie uvedených modelov je možné povedať len toľko, že ak pri jednohladinovej ventilácii difúzne patologicky postihnutých dýchacích orgánov dochádza k zvyšovaniu pľúcneho

shuntu aj z titulu nerovnomernej distribúcie plynov v pľúcach, potom ani optimalizácia takejto ventilácie nebude viesť k výraznému zníženiu shuntu [1, 2].

Pri viachladinovej UVP, ktorá bude navyše optimalizovaná, je predpoklad, že distribúcia plynov do jednotlivých, ale rôzne postihnutých kompartmentov, sa parciálne vyrovná, alebo prinajmenšom zlepší natoľko, aby sa znížili pľúcne skraty a zlepšila výmena plynov v pľúcach. Ďalšími modelmi sa dá dokázať, že vzhľadom na typ UVP sa špičkové tlaky v dýchacích orgánoch smerom do rizikových hodnôt zvyšujú len málo a minútová ventilácia sa nemení o viac ako +10–20 % pri porovnaní s klasickou jednohladinovou PC ventiláciou [5].

Pri difúznom multikompartmentnom poškodení pľúc patologickým procesom má každý kompartment iné mechanické vlastnosti a pre každý z nich je optimálna iná frekvencia ventilácie a pomer dôb $T_i : T_e$ [4, 5]. Jednohladinovou ventiláciou sa teda už len na základe tejto úvahy nedá dosiahnuť optimálna distribúcia plynov.

Záver

Viachladinová, v tomto prípade trojhladinová ventilácia simulovaná matematickým modelom ukazuje, že v teoretickej rovine je možné, iste nie ideálne, ale v podstatnej miere zlepšiť distribúciu plynov a tým aj ventiláciu patologickým procesom postihnutých (pomalých) kompartmentov pri súčasnom miernom zvýšení priemerného objemového plnenia (rýchlych) kompartmentov „zdravých“, pravdaže v závislosti na použitých tlakoch (P_{pc} a $PEEP_h$). Je teda možné predpokladať, že u difúzneho nehomogénneho poškodenia pľúcneho parenchýmu povedie k zlepšenej di-

stribúcii plynov do „pomalých“ kompartmentov a zásadne nezvýši riziko barotraumy v kompartmentoch „rýchlych“, čo by bolo veľmi nápomocné pre realizáciu „netraumatizujúcej ventilácie“, hlavne v ťažko poškodenom pľúcnom parenchýme. Táto matematická simulácia si vyžiada reálne klinické skúšanie, ktoré odpovie na doposiaľ nejasné otázky.

Literatúra:

1. **Gattinoni, L. et al.** Lung structure and function in different stages of severe ARDS. *J. Am. Med. Assoc.*, 1994, 271, p. 1772–1779.
2. **Májek, M., Krajčiová, K., Török, P.** Akútne ventilačné a respiračné zlyhávajú. *Lekársky obzor*, 1997, 46, č. 9, s. 219–223.
3. **Török, P. et al.** Optimalizácia UVP počas anestézie. In *Priebežná správa o riešení výskumnej úlohy MZ SR č. 49/97 za r. 1998*. 68 s.
4. **Török, P., Májek, M., Kolník, J.** Je časová konštanta Tau (τ) pri umelej ventilácii pľúc konštantou? Teoretický a fyzikálny model. *Anest. neodklad. Péče*, 2001, 12, č. 6, s. 291–297.
5. **Török, P.** Multilevel ventilation. In *Zborník z konferencie Ruskej akadémie vied – Akútne zlyhanie pľúc*. Piešťany-Moskva, 30. 9.–3. 10. 2006, 187 s.
6. **West, J. B.** *Bioengineering Aspects of the Lung*. Marcel Dekker, inc. : New York 1977, 585 s.

Došlo 20. 3. 2007.

Prijato 6. 10. 2007.

Adresa pro korespondenci:
h. Doc. MUDr. Pavol Török, CSc.
E. Úrxa 14
093 01 Vranov n/Topľou
Slovensko
e-mail: torokp@t-zones.sk



Tradice výroby ve Staré Turé se datuje od roku 1935, kdy byly položeny základy výroby přesných přístrojů. V průběhu padesátých let zde začala výroba anestetických a dýchacích přístrojů a resuscitačních souborů. V současnosti CHIRANA, s.r.o. vyrábí nové typy anestetických přístrojů a servoventilátorů.

Přístroj VENAR je moderní, modulárně řešený anestetický přístroj, s možností variability funkcí při podávání inhalační anestézie pomocí směsi O_2 , N_2O , (resp. AIR) a párami nevýbušných kapalných anestetik pro kategorii pacientů dospělí, děti a novorozenci od minimální minutové ventilace $0,5 \text{ l min}^{-1}$.

Přístroj je určen k vedení nízkoprůtokové anestézie. Podávání inhalační anestézie přístrojem VENAR, je možné vykonat způsobem spontánní anebo řízené ruční a automatické ventilace, prostřednictvím integrovaného ventilátoru s vysokým stupněm bezpečnosti pacienta i obsluhy. Tato bezpečnost je zvýrazněná integrovaným základním monitoringem, který může být rozšířen nadstavbovým monitoringem. Přístroj zabezpečuje řízenou objemovou (CMV) anebo tlakovou (PCV) kontrolovanou ventilaci i zástupovou synchronizovanou ventilaci (SIMV-PS) a PS pro bezpečné odpojení pacienta.

Anestetický přístroj VENAR nabízíme ve 4 modifikacích - LIBERA, MEDIA, MEDIA M a OMEGA.

Rozdíl mezi jednotlivými provedeními přístroje VENAR spočívá v počtu a druhu monitorovaných životně důležitých parametrů a funkcí.

VENAR LIBERA - měření ventilačních, hemodynamických a plynových parametrů je zajištěno zabudovaným integrovaným monitorem, dle výběru z příslušenství na zvláštní objednávku. Protože monitoring nepatří k povinnému vybavení přístroje, zákazník si může přístroj vybavit i monitoringem jiného typu.

VENAR MEDIA - zabezpečuje měření parametrů s pomocí elektronického ventilometru SpiroDAT anebo s pomocí nadstavbového monitoringu (na zvláštní objednávku).

VENAR MEDIA M - má zabezpečené měření parametrů s pomocí zabudovaného přístroje ECOMON 2 a elektronického ventilometru SpiroDAT.

VENAR OMEGA má pevně zabudovaný monitor ANEMON, který splňuje všechny požadavky na monitorování životně důležitých ventilačních parametrů.



CHIRANA – tradiční ochranná známka pro zdravotnickou techniku ze Staré Turé

CHIRANA
Chirana
Chirana-inox



CHIRANA, s.r.o., nám. Dr. A. Schweitzera 194, 916 01 Stará Turá, Slovenská republika
tel.: +421 32 2872257, tel./fax: +421 32 2872218
e-mail: chirana@chirana.biz, www.chirana.eu