

Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů

## **Základy umělé plicní ventilace**

Návod k laboratorní úloze z předmětu  
BAM31LET Lékařská technika

Jan Havlík, Karel Roubík

---

26. října 2018

# 1 Úkol cvičení

Seznamte se s problematikou umělé plicní ventilace. Co je jejím cílem?

Proveďte měření tlakově objemové charakteristiky plic. Určete vhodné ventilační parametry pro modelově nemocného pacienta. Proveďte optimalizaci nastavení umělé plicní ventilace. Měřením vhodných parametrů a následným výpočtem určete odpor dýchacích cest a poddajnost umělé plíce.

## 2 Teoretický úvod

Umělá plicní ventilace vypadá na první pohled jako velmi jednoduchá a stoprocentně účinná terapeutická technika u pacientů s respiračním selháním. Ale skutečnost je jiná. I přes rozvoj techniky i léčebných postupů je úmrtnost pacientů trpících syndromem akutní dechové tísně (ARDS – Acute Respiratory Distress Syndrome) vyšší než 40 %. Problém v dnešní době nespočívá v tom, že bychom nedokázali dopravit do organismu dostatek kyslíku a naopak z něho odstranit přebytek oxidu uhličitého – na to máme velice účinné metody, jako je mimotělní membránová oxygenace (známá jako ECMO) a další. Vysoká úmrtnost je dána tím, že umělá plicní ventilace poškozuje plíce, které mohou vyvolat systémovou zánětlivou reakci organismu, která často vede k vícenásobnému orgánovému selhání.

Jediné účinné opatření snižující mortalitu ARDS je používání tzv. protektivní umělé plicní ventilace, která ve světle současných poznatků minimalizuje poškozování plic. Protektivní ventilaci lze zajistit správným nastavením parametrů ventilace, které lze zajistit nejen dodržováním zásad protektivní ventilace, ale i respektováním individuálních mechanických vlastností respiračního systému pacienta.

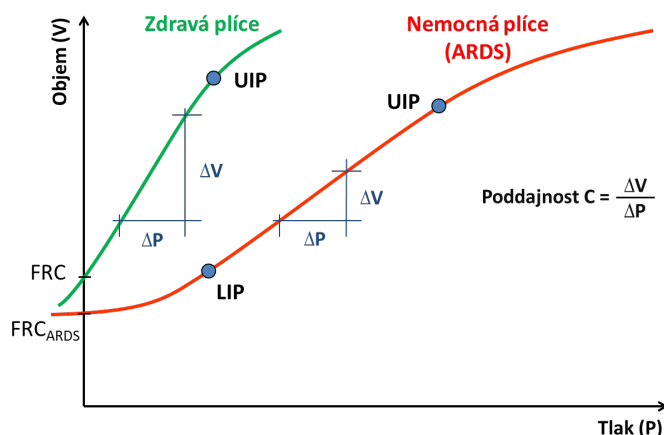
K popisu mechanických vlastností respirační soustavy nám postačí její nejjednodušší model složený z poddajnosti  $C$  respirační soustavy a odporu  $R_{aw}$  dýchacích cest.

Poddajnost vyjadřuje schopnost respirační soustavy hromadit dýchací směs při nádechu a je definovaná vztahem

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p}. \quad (1)$$

Vyjadřuje tedy, jak snadno lze respirační soustavu plnit použitým přetlakem. Význam poddajnosti je patrný z obrázku 1. U zdravé plíce (zelená křivka) lze plíci snadno nafukovat, tj. aplikací malého přetlaku  $\Delta p$  plíce akumuluje poměrně velký objem plynu  $\Delta V$ . Plíce má tedy velkou poddajnost, která je na p-V křivce dána sklonem p-V křivky v daném bodě. U zdravé plíce je p-V závislost téměř lineární až do horního inflexního bodu UIP (Upper Inflection Point), kdy dochází k omezení poddajnosti zejména vlivem omezeného rozsahu objemových změn hrudního koše a plic.

U nemocné plíce je p-V křivka (červená křivka na obrázku 1) silně nelineární a její sklon, tj. poddajnost respirační soustavy, je výrazně snížena oproti zdravé respirační soustavě. Při inflaci plíce postižené ARDS nejprve roste tlak, ale nedochází k výraznému zvětšování objemu. Zkolabované oblasti plic, zejména v dolních, gravitačně závislých částech, zůstávají zkolabované, protože použitý přetlak není dostatečný pro jejich otevření, jak je patrné z CT snímku na obrázku 2 ve spodní části p-V křivky. Při dosažení určitého tlaku teprve dochází k otevírání zkolabovaných alveolů. Při dalším zvyšování tlaku nad dolní inflexní bod (LIP – Lower Inflection Point) se dostáváme do lineární oblasti, kde je poddajnost největší. Při dalším zvyšování tlaku se dostáváme do hyperinflace a poddajnost při tlacích nad UIP opět klesá.



Obrázek 1: Tlakově-objemové křivky zdravé a nemocné plicí (ARDS – syndrom akutní dechové tísně; LIP – dolní inflexní bod; UIP – horní inflexní bod)

Pro dodržení zásad protektivní ventilace je nutné především:

1. Vyhnout se při ventilaci nízkým tlakům, při kterých plicí cyklicky kolabuje a otvírá se v průběhu každého dechu. Proto se při ventilaci používá pozitivní end-expirační přetlak (PEEP – Positive End-Expiratory Pressure), který brání kolapsu alveolů na konci výdechu. Hodnota PEEP se volí zhruba 2 cmH<sub>2</sub>O nad hodnotou LIP.
2. Nepoužívat vysoké transpulmonální tlaky. Hodnota tlakové podpory PPS (zajišťující nádech a aplikovaná nad hodnotu PEEP) se iniciálně nastavuje na 15 cmH<sub>2</sub>O, což je považováno za bezpečné.

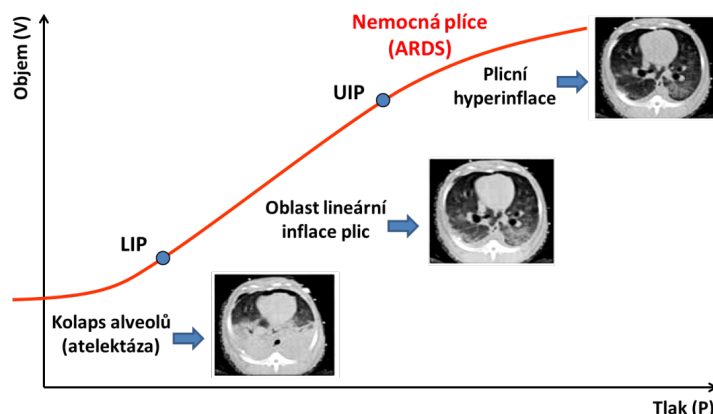
Model plicí použitý v laboratorním cvičení má p-V křivku podobnou p-V křivce nemocné plicí s ARDS. Pro nastavení protektivního režimu umělé plicní ventilace je proto nejprve nutné najít lineární oblast p-V křivky a identifikovat LIP, jehož hodnota určuje minimální hodnotu PEEP, který musíme na ventilátoru nastavit.

### 3 Postup práce

1. Stanovte tlakově objemovou charakteristiku umělé plicí

Podpajnost plicí nastavte na maximální hodnotu, odpor plicí volte  $R = 20 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$  (pozn: V oblasti umělé plicní ventilace je zavedeným zvykem použití symbolu L pro označení objemové jednotky litr. Byť je takové značení v rozporu s SI, bude v rámci tohoto návodu v souladu s běžnými zvyklostmi používáno.). Na ventilátoru nastavte tlakově řízenou ventilaci, režim PCV (pressure controlled ventilation) resp. Pressure SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation). Dechovou frekvenci nastavte na zhruba 15 dechů za minutu.

Měřte závislost dechového objemu na poloze pracovního bodu na p-V charakteristice plicí, tedy na hodnotě parametru *PEEP* (positive end-expiratory pressure), při konstantním  $\Delta p = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$  (inspiratory pressure). Závislost dechového objemu na *PEEP* vyneste do grafu.



Obrázek 2: Kolaps alveolů, lineární oblast p-V charakteristiky plicí a plicní hyperinflace

2. Určete vhodné ventilační parametry pro umělou plicní ventilaci modelově nemocného pacienta.

Předpokládejte pacienta s hmotností 70 kg. Dechový objem  $V_T$  volte 6 mL/kg – běžně je volen dechový objem v rozmezí 6–8 mL/kg, při horní hranici pro zdravého člověka, při dolní pro nemocného. Uvažujte požadovaný minutový objem dýchání  $MV$  asi 10 L/min.

3. Optimalizujte nastavení ventilačních parametrů

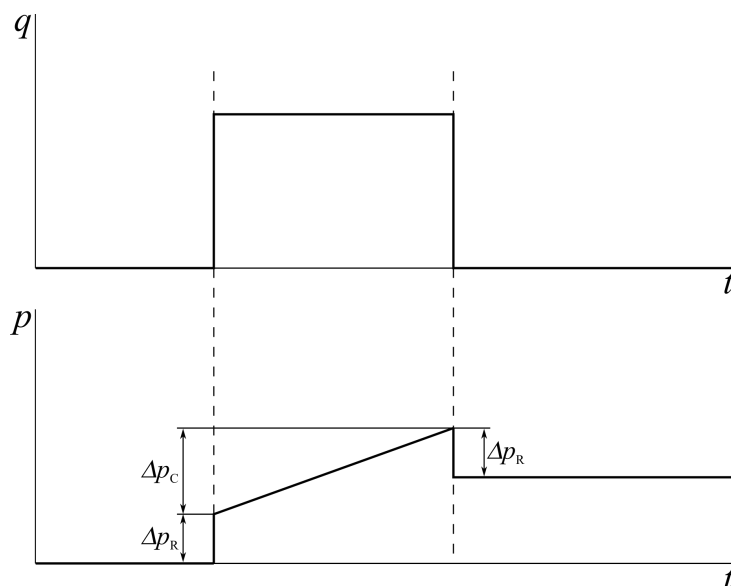
- (a) Nastavte optimální kombinaci parametrů  $PEEP$  a  $\Delta p$  tak, aby bylo dosaženo požadovaného dechového objemu  $V_T$  při co nejmenší zátěži plicí. Postupujte obdobně jako v předchozím bodě s tím, že jakmile dosáhnete při zvětšování  $PEEP$  požadovaného  $V_T$ , budete iterativně snižovat  $\Delta p$  a zvyšovat  $PEEP$  tak dlouho, než dosáhnete požadované hodnoty  $V_T$  spočítané výše při nejnižším možném  $\Delta p$ .
- (b) Nastavte respirační frekvenci  $f$  (někdy označována také jako  $RR$  – respiratory rate) tak, aby bylo dosaženo požadovaného minutového objemu  $MV$ .
- (c) Optimalizujte nastavení poměru doby inspira a expira tak, aby nedocházelo k dynamické hyperinflaci následkem  $autoPEEP$  (hodnotu  $autoPEEP$  vypočtete/odhadnete z průtoku na konci expira a  $R$  dýchacích cest) nebo ke snížení dechového objemu předčasným ukončením inspira.

4. V režimu objemové ventilace proveďte měření odporu dýchacích cest a poddanosti modelu plic

- (a) Na ventilátoru nastavte režim objemově řízené ventilace, režim VCV (volume controlled ventilation) resp. Volume SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation). V Advanced settings parametru Peak Flow (tlačítko se symbolem nastavovacího kolečka s dvěma + při nastavování Peak Flow) nastavte pro Peak Flow obdélkový průběh signálu, tedy nikoli defaultně nastavený decelerační průběh.

Nastavte hodnoty  $f = 18$  bpm,  $V_T = 420$  mL, inspirační pauzu 1 s a špičkový průtok Peak Flow zhruba 35–50 L/min.

Hodnotu pozitivního přetlaku  $PEEP$  nastavte na v prvním bodě měření nalezené optimum, případně pro jednoduchost na hodnotu  $PEEP = 0$  cmH<sub>2</sub>O, což doporučujeme.



Obrázek 3: Časové průběhy průtoku  $q$  a tlaku  $p$  a jejich vztah k  $R$  a  $C$

V tomto případě není cílem optimálně ventilovat pacienta, ale naměřit technické parametry umělé plíce.

- (b) Z časových průběhů průtoku  $q$  a tlaku  $p$  odečtete změnu tlaku odpovídající odporu dýchacích cest a poddajnosti umělé plíce a z odečtených hodnot parametry  $R$  a  $C$  vypočtete, viz obrázek 3. Uvědomte si, že v elektrické analogii odpovídá model umělé plíce sériové kombinaci rezistoru a kapacitoru. V příslušné analogii přitom průtok  $q$  odpovídá elektrickému proudu  $i$  a rozdíl tlaků  $\Delta p$  napětí  $u$ .

Velikost  $R$  pak můžete vypočítat dle Ohmova zákona ze znalosti  $q$  a  $\Delta p_R$  jako

$$R = \frac{\Delta p_R}{q} \quad (2)$$

a velikost  $C$  jako nabíjení kapacitoru z hodnot  $\Delta V_T$  a  $\Delta p_C$

$$C = \frac{q \Delta t}{\Delta p_C} = \frac{\Delta V_T}{\Delta p_C}, \quad (3)$$

neboť změna objemu  $\Delta V_T$  je analogií změny náboje  $\Delta C$ .

Vypočtené hodnoty  $R$  a  $C$  srovnajte s hodnotami nastavenými na umělé plíci. Uvědomte si, že v reálné realizaci  $R$  a  $C$  jsou oba parametry, ale zvláště pak odpor  $R$ , závislé na průtoku  $q$  (odpor  $R$  je realizován štěrbinou a projevuje se tedy jako parabolický odpor). V manuálu umělé plíce (viz příloha) se na tuto závislost podívejte a zhodnoťte její vliv na naměřené hodnoty.

## 4 Diskuse

Diskutujte vliv nastavených parametrů ventilace na okysličení a eliminaci  $\text{CO}_2$ . Diskutujte naměřené parametry umělé plíce.

## A Vybrané části manuálu umělé plíce

### Resistance curves

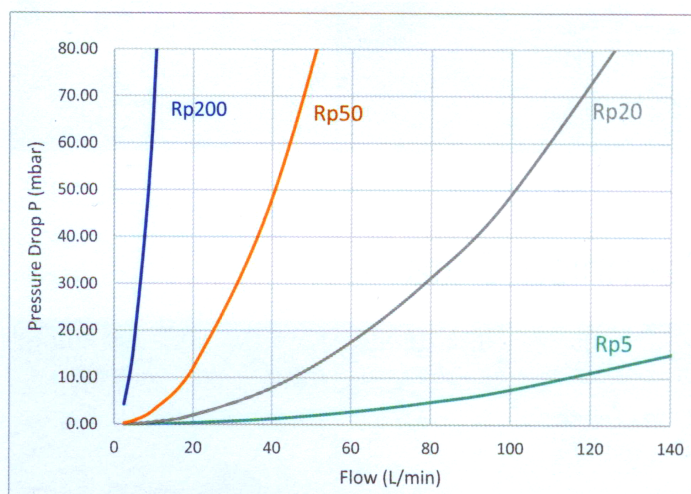
Due to the non-laminar flow, the resistance  $R_p$  (flow resistance, parabolic resistance) depends on the flow. As the the flow rate increases, the resistance increases linearly and the pressure increases as the square of the flow rate. It therefore behaves similarly to the resistance of an endotracheal tube.

$$\text{Pressure drop } P = K \times \text{flow}^2$$

$$\text{Resistance } R = K \times \text{flow}$$

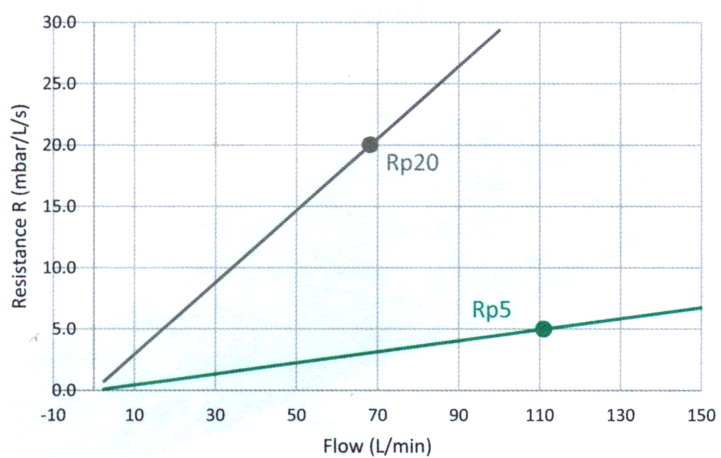
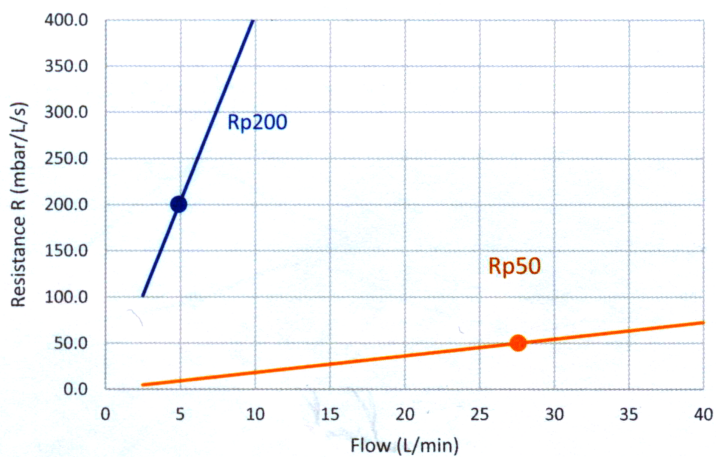
With  $K$  defined for each  $R_p$ :

	$R_{p5}$	$R_{p20}$	$R_{p50}$	$R_{p200}$
$K$	2.7	17.61	108.7	2440



The pressure drop  $P$  for various  $R_p$  values at different flow rates (parabolic curve)

Obrázek 4: Závislost velikosti tlakového rozdílu  $\Delta p$  na průtoku  $q$

Obrázek 5: Závislost odporu dýchacích cest  $R$  na průtoku  $q$ Obrázek 6: Závislost odporu dýchacích cest  $R$  na průtoku  $q$