Biomedicínské základy umělé plicní ventilace

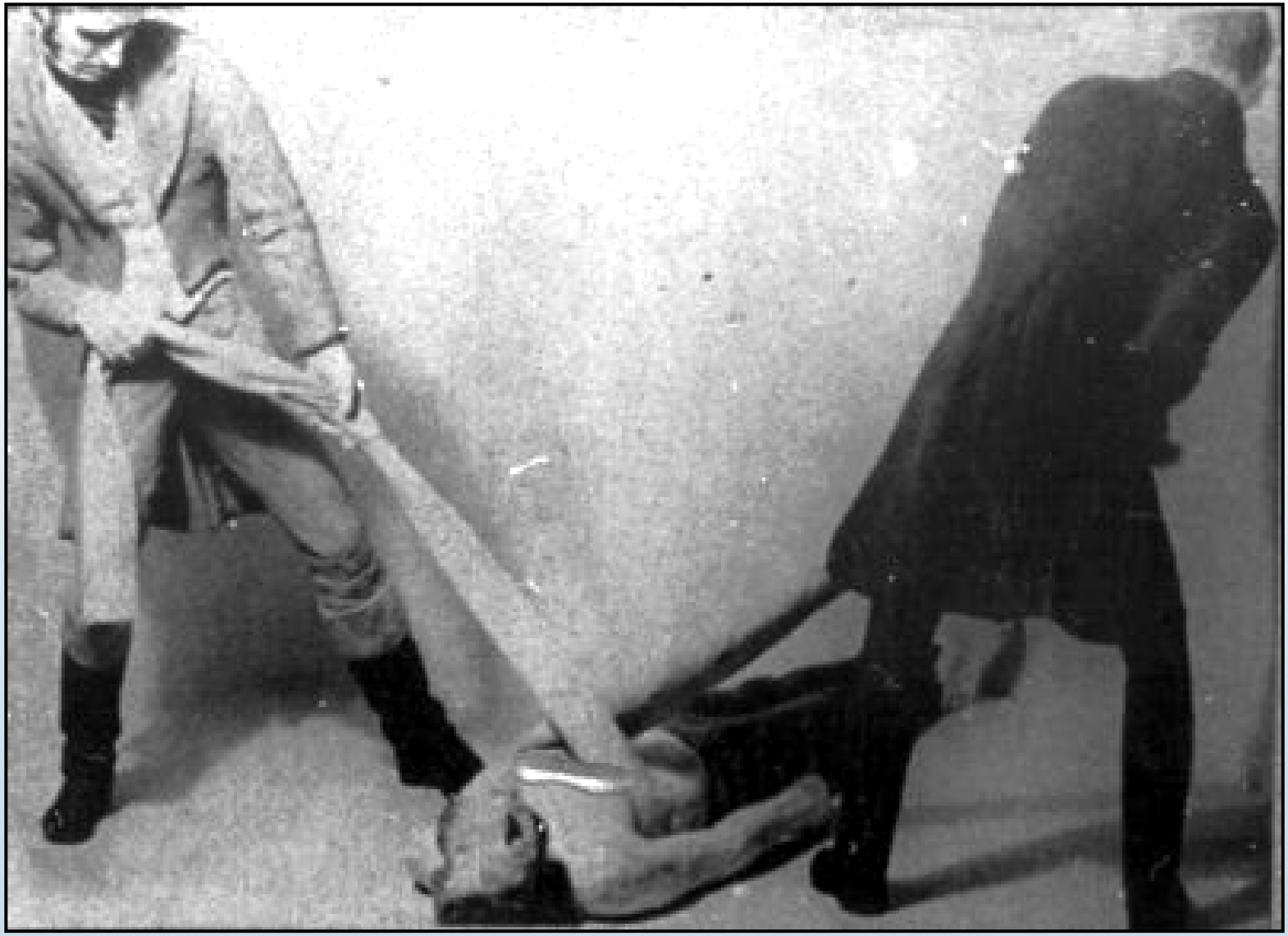
doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

e-mail: roubik@fbmi.cvut.cz, tel.: 603 479 901

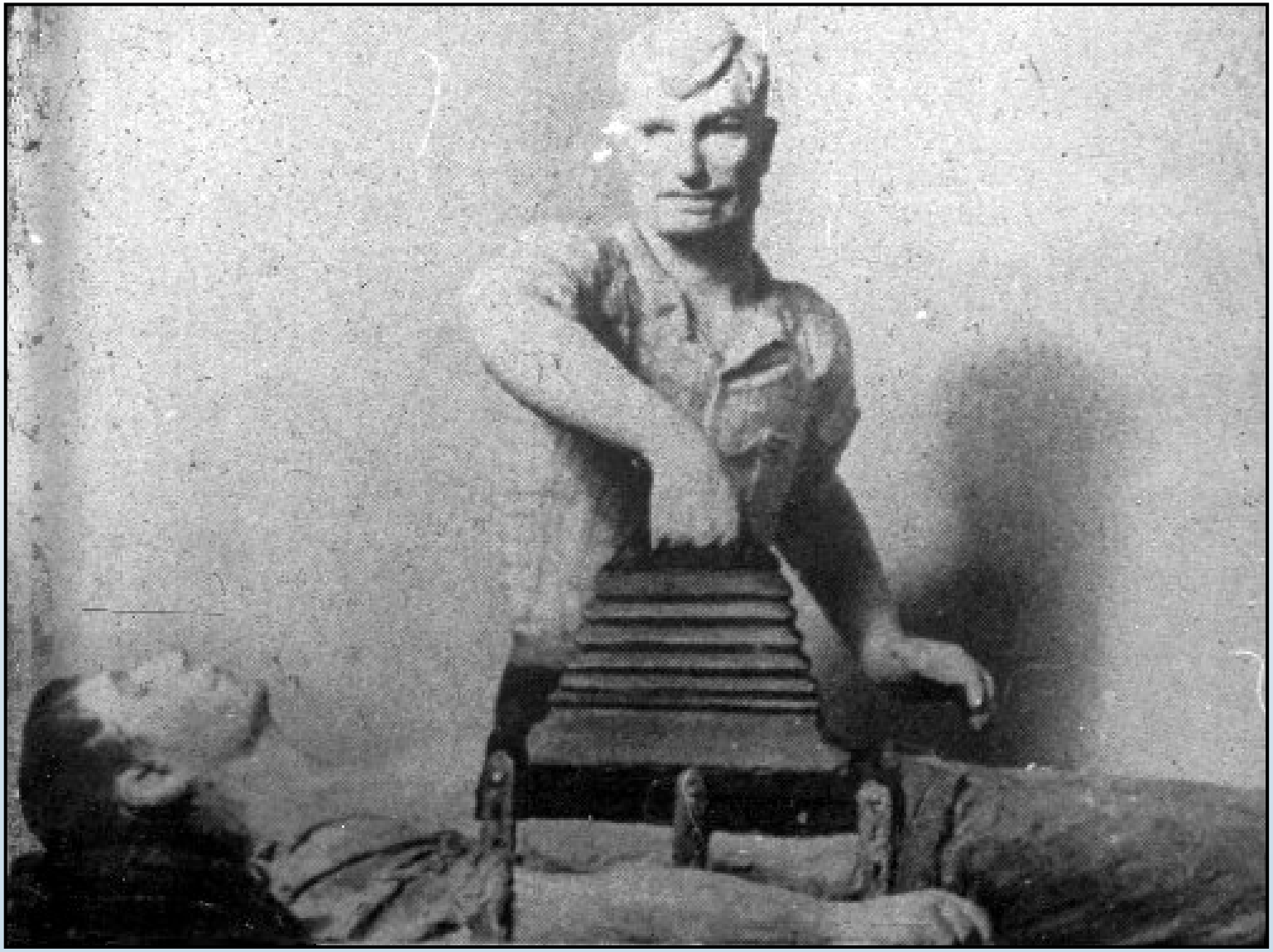
www.ventilation.cz

Umělá plicní ventilace

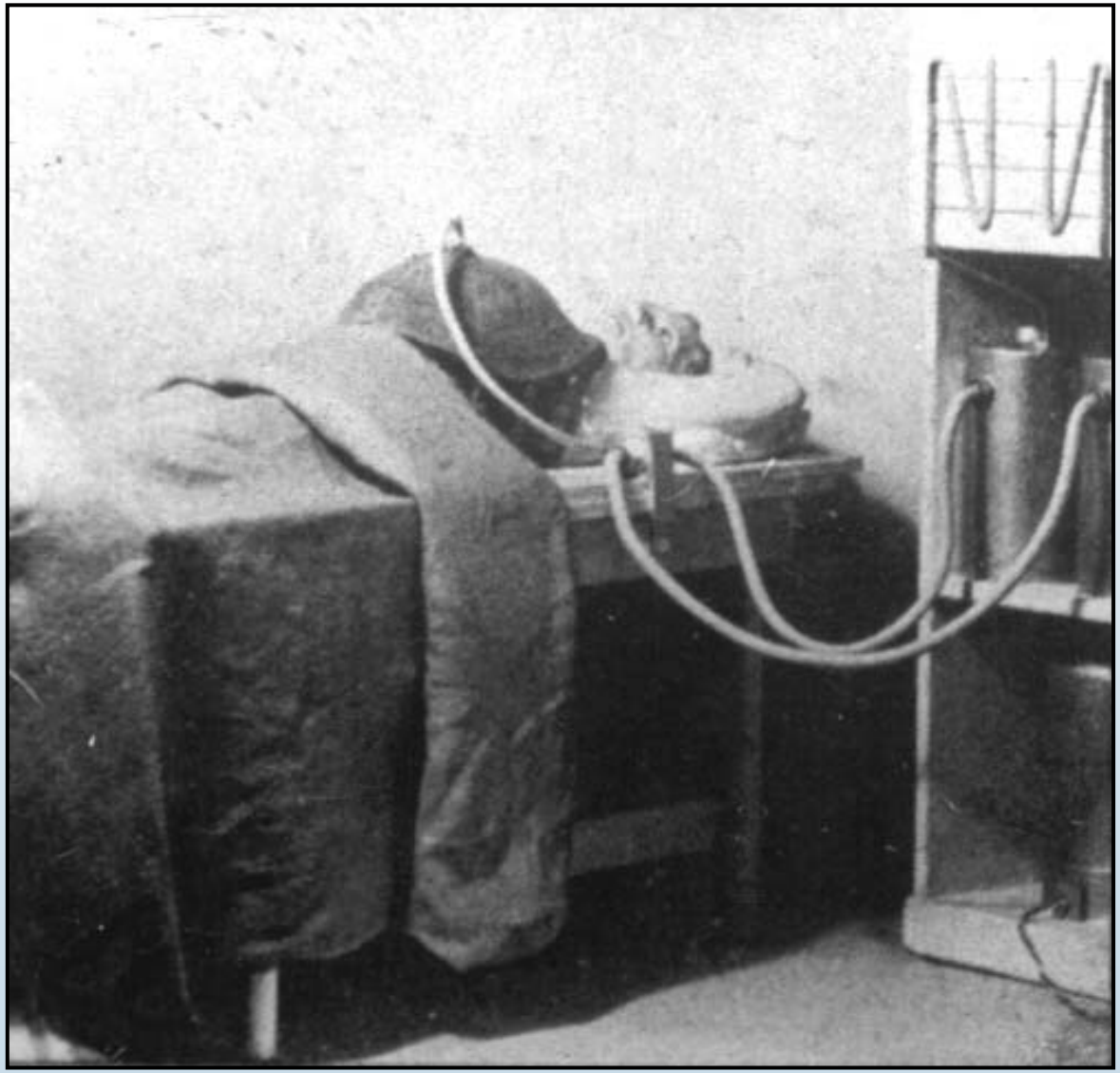


Umělá plicní ventilace

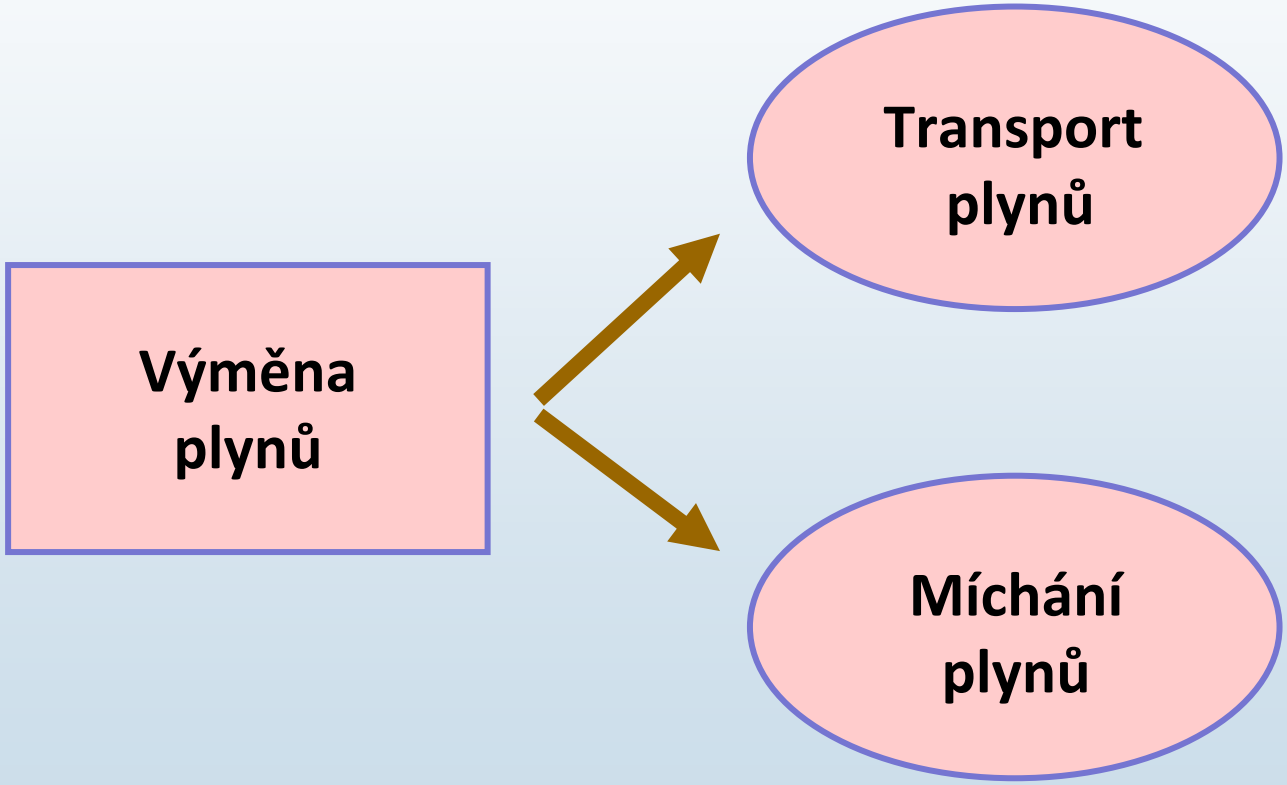
Umělá plicní ventilace



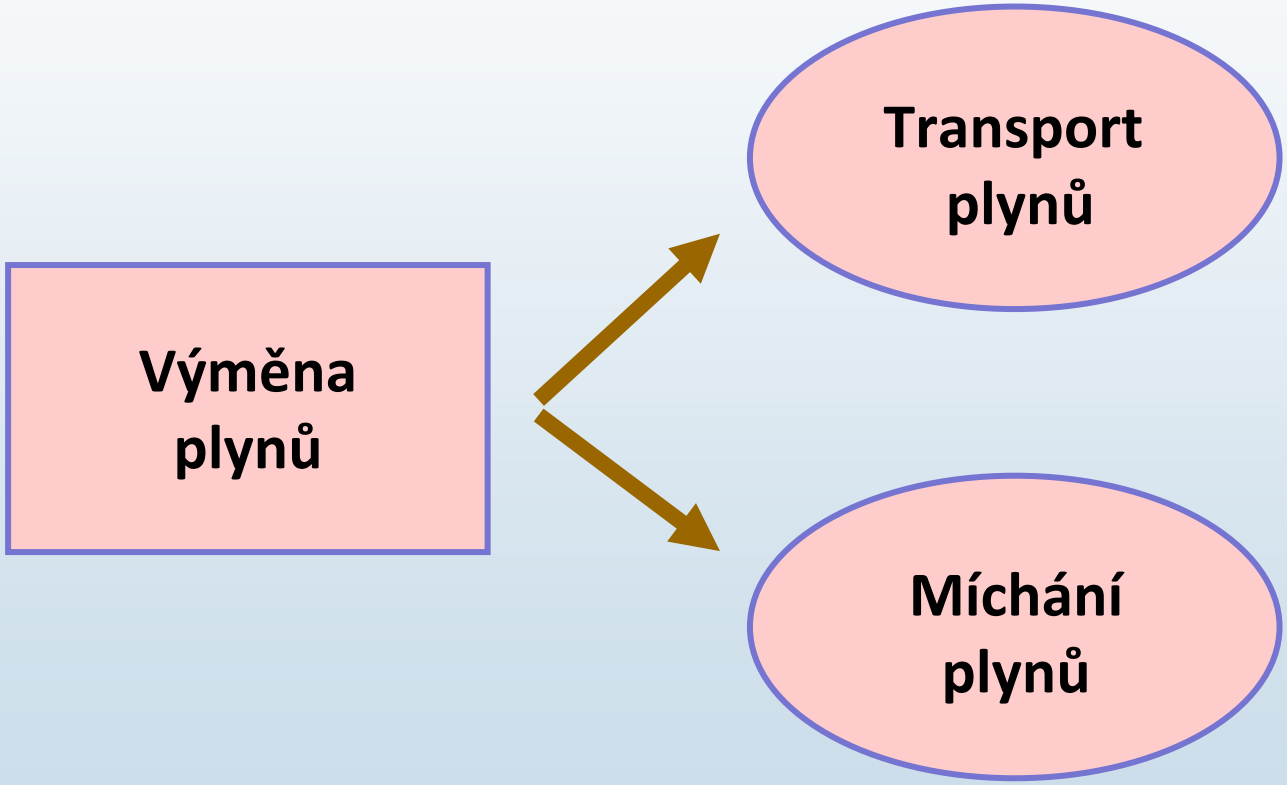
Umělá plicní ventilace



Výměna plynů



Výměna plynů



- Jak moc?
- Jak snadno?
- Jak?

Výměna plynů

Výměna plynů

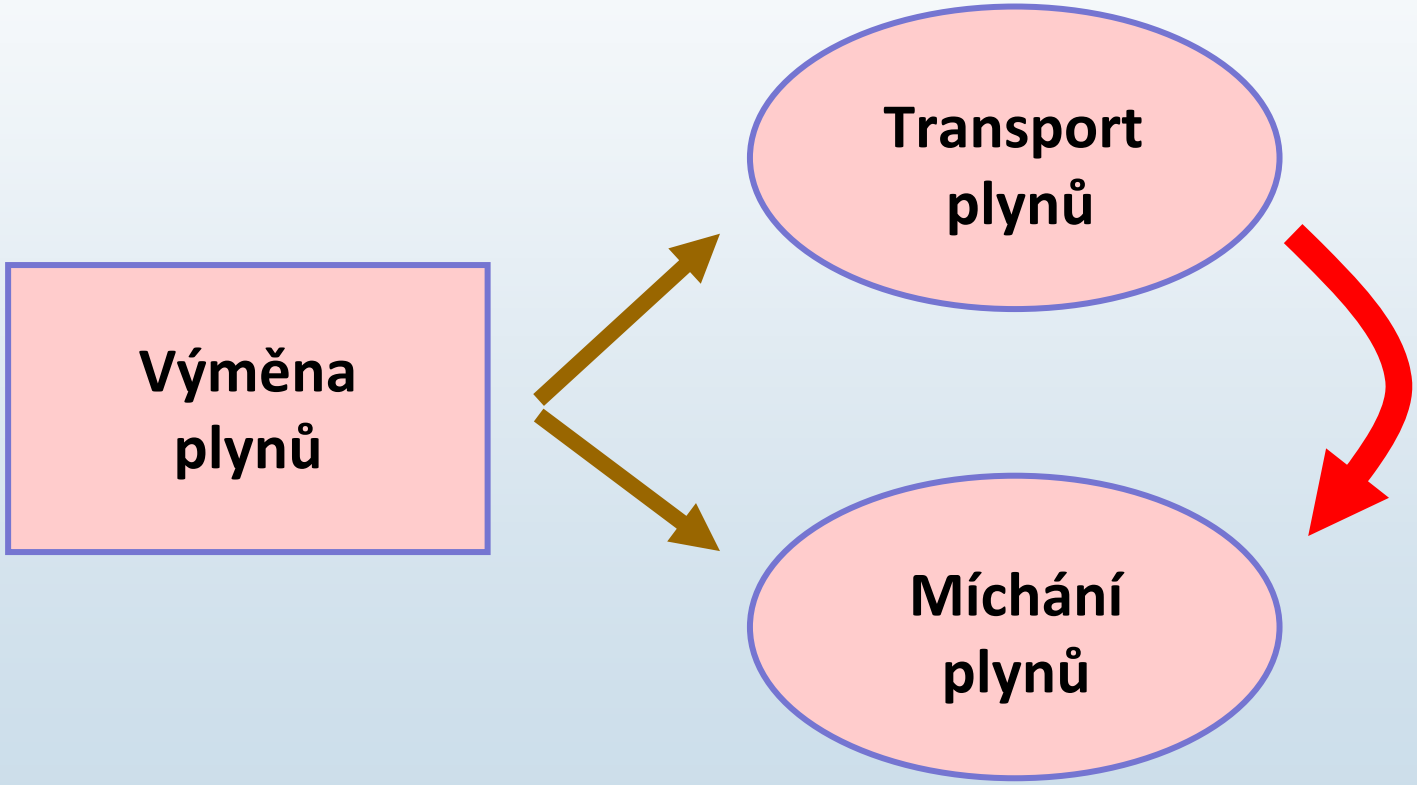
Transport plynů

- Jak moc?
- Jak snadno?
- Jak?

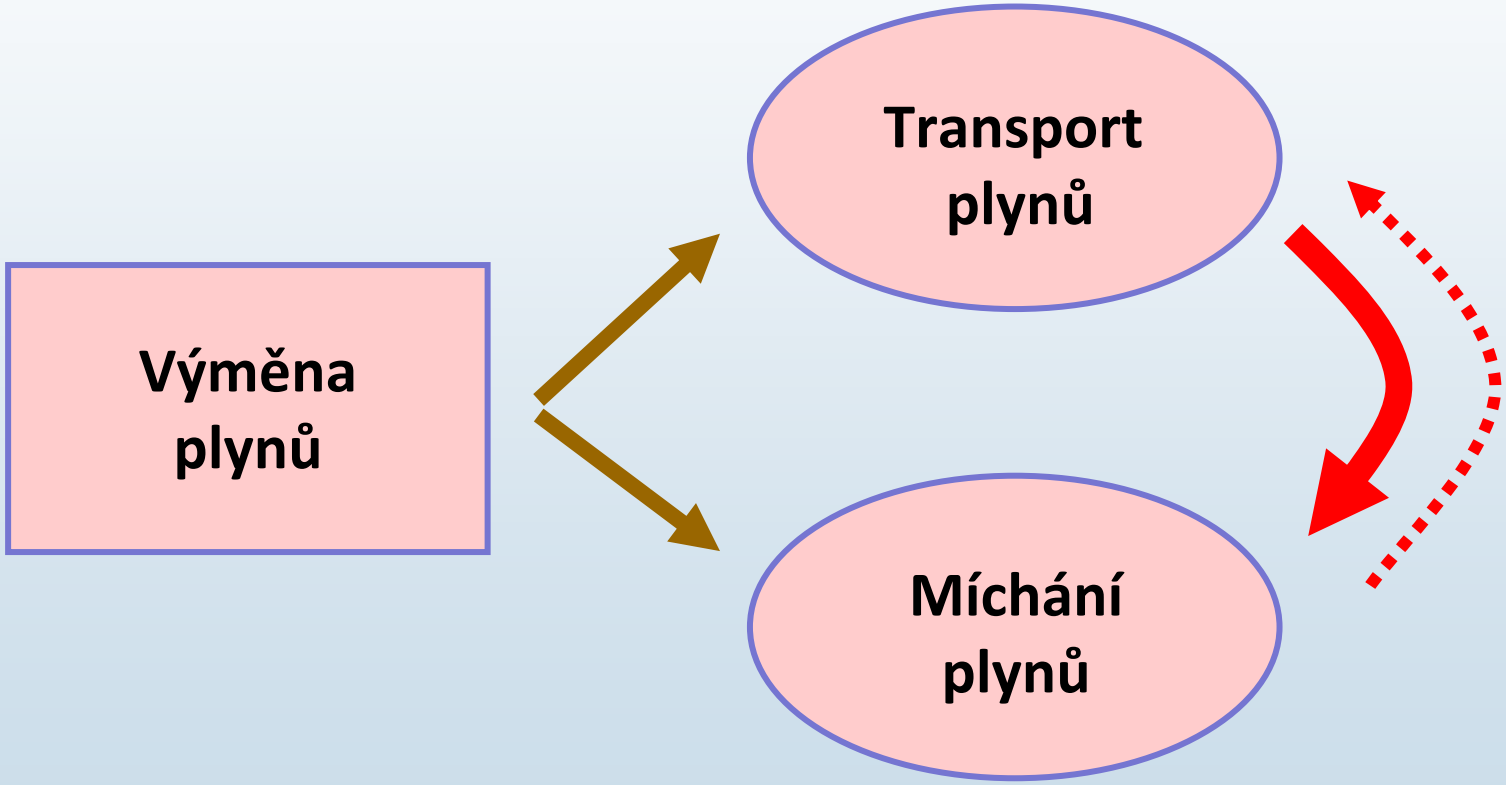
Míchání plynů

- Jak moc?
- Jak snadno?
- Jak?

Výměna plynů



Výměna plynů



Ventilační rovnice

Konvenční ventilační rovnice

$$Q_A = (V_T - V_D) \cdot f$$

Ventilační rovnice

~~*HFOV nemůže fungovat*~~

Konvenční ventilační rovnice

$$Q_A = (V_T - V_D) \cdot f$$

Vysokofrekvenční (oscilační) ventilace

$$V_T \approx V_D$$

... ŽÁDNÁ výměna plynů?

Ventilační rovnice

Konvenční ventilační rovnice

$$Q_A = (V_T - V_D) \cdot f$$

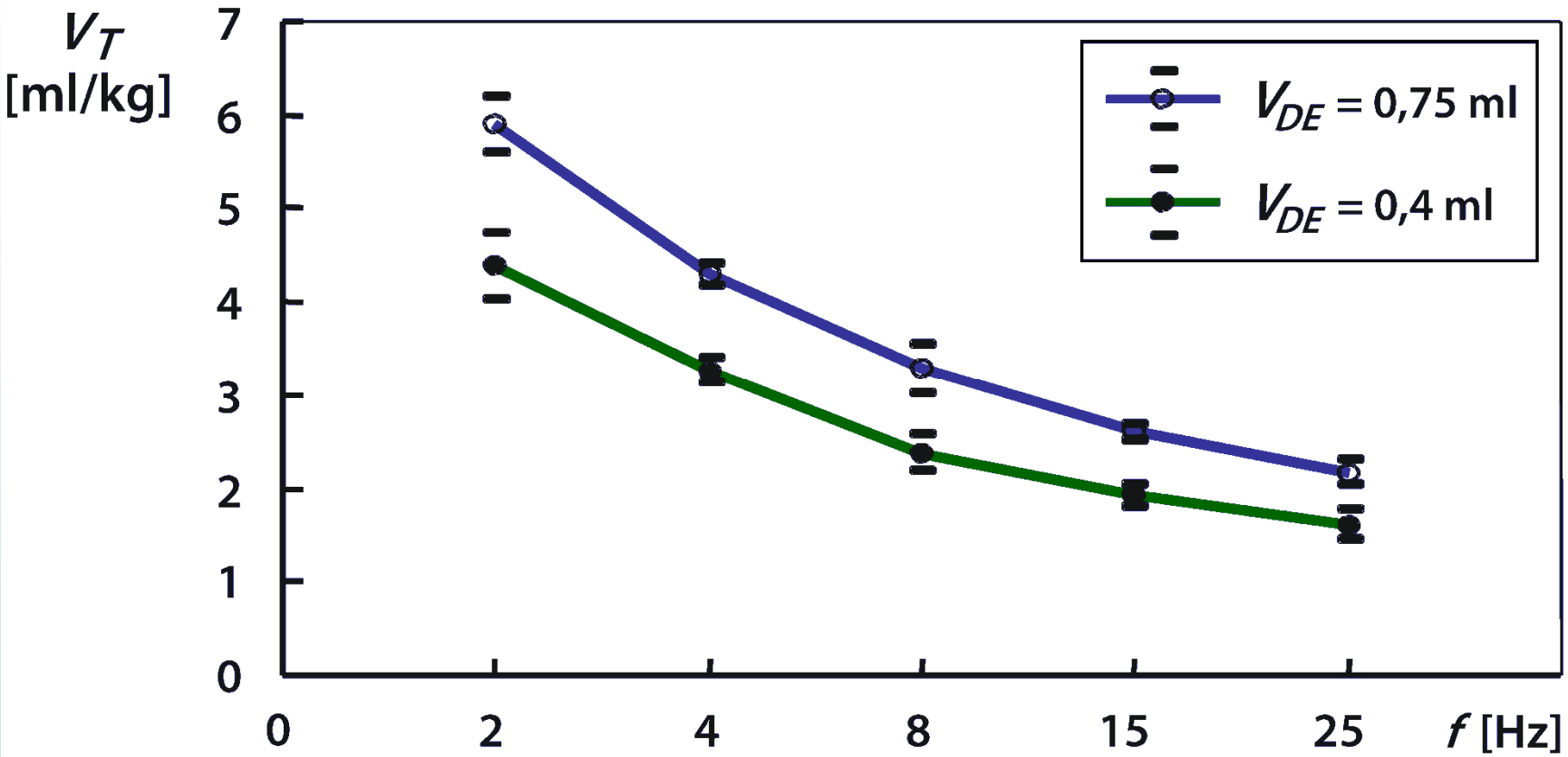
Vysokofrekvenční (oscilační) ventilace

$$V_T \approx V_D$$

$$\cancel{Q_A = (V_T - V_D) \cdot f = 0}$$

- Musí existovat ventilační rovnice pro HFOV
- Výměna plynů při HFOV nemůže být popsána tak jednoduše, jako je popsána při CMV

Izokapnická ventilace



$$V_T \approx k \cdot f^{-0.5} = \frac{k}{\sqrt{f}}$$

Ventilační rovnice

Konvenční ventilační rovnice

$$Q_A = (V_T - V_D) \cdot f$$

Pro malé změny a když $V_T >> V_D$:

$$\Delta V_T \approx \frac{k}{\Delta f}$$

Vysokofrekvenční (oscilační) ventilace

$$V_T = k \cdot f^{a}, a = -0.5$$

Pro změny v HFOV frekvencích:

$$\Delta V_T \approx \frac{k}{\sqrt{\Delta f}}$$

Ventilační rovnice

Konvenční ventilační rovnice

$$Q_A = (V_T - V_D) \cdot f$$

Pro malé změny a když $V_T >> V_D$:

$$\Delta V_T \approx \frac{k}{\Delta f}$$

Vysokofrekvenční (oscilační) ventilace

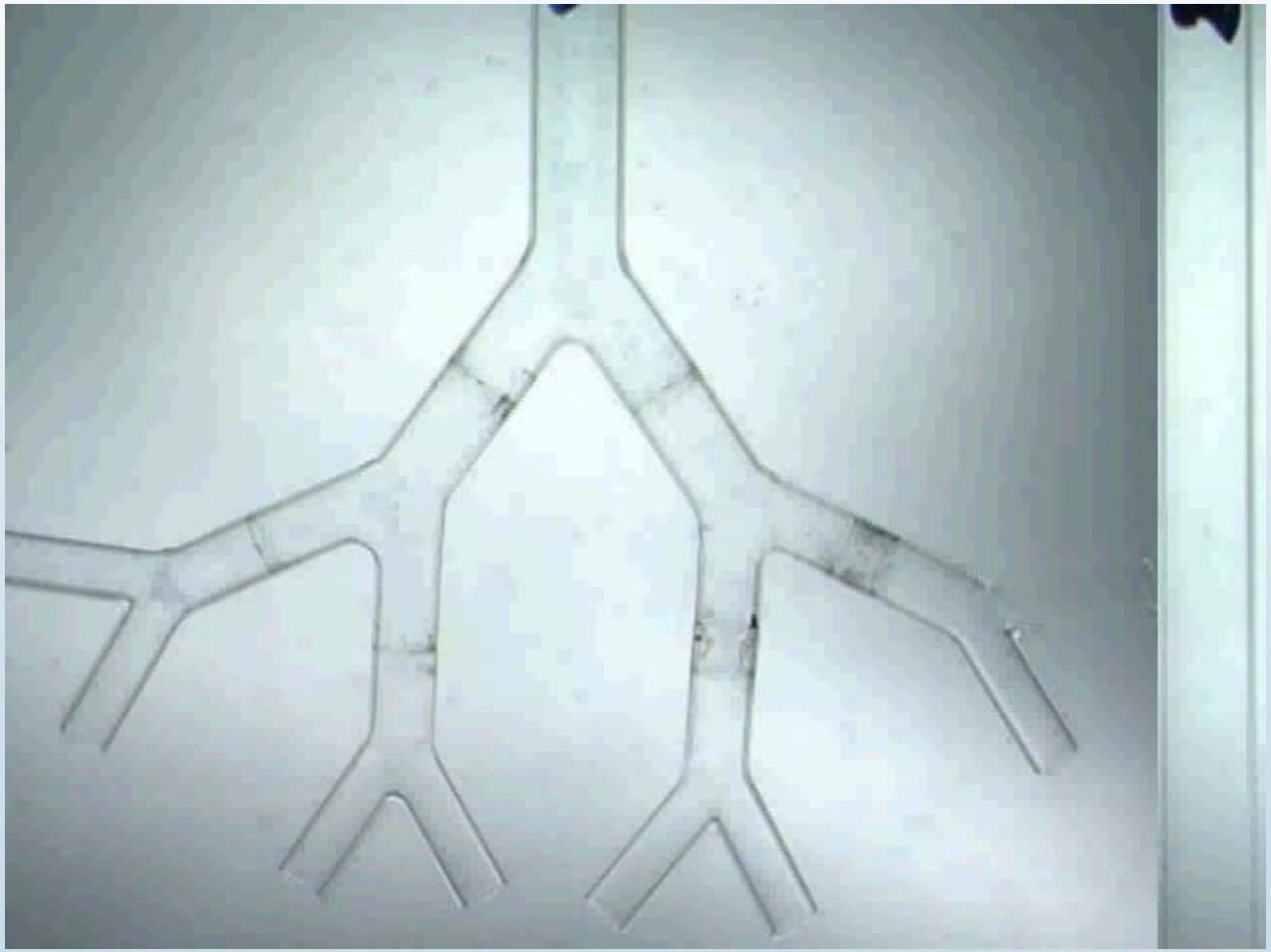
$$V_T = k \cdot f^{\,a}\,,\; a = -0.5$$

Pro změny v HFOV frekvencích:

$$\frac{1}{2} V_T \approx \frac{k}{\sqrt{4 f}}$$

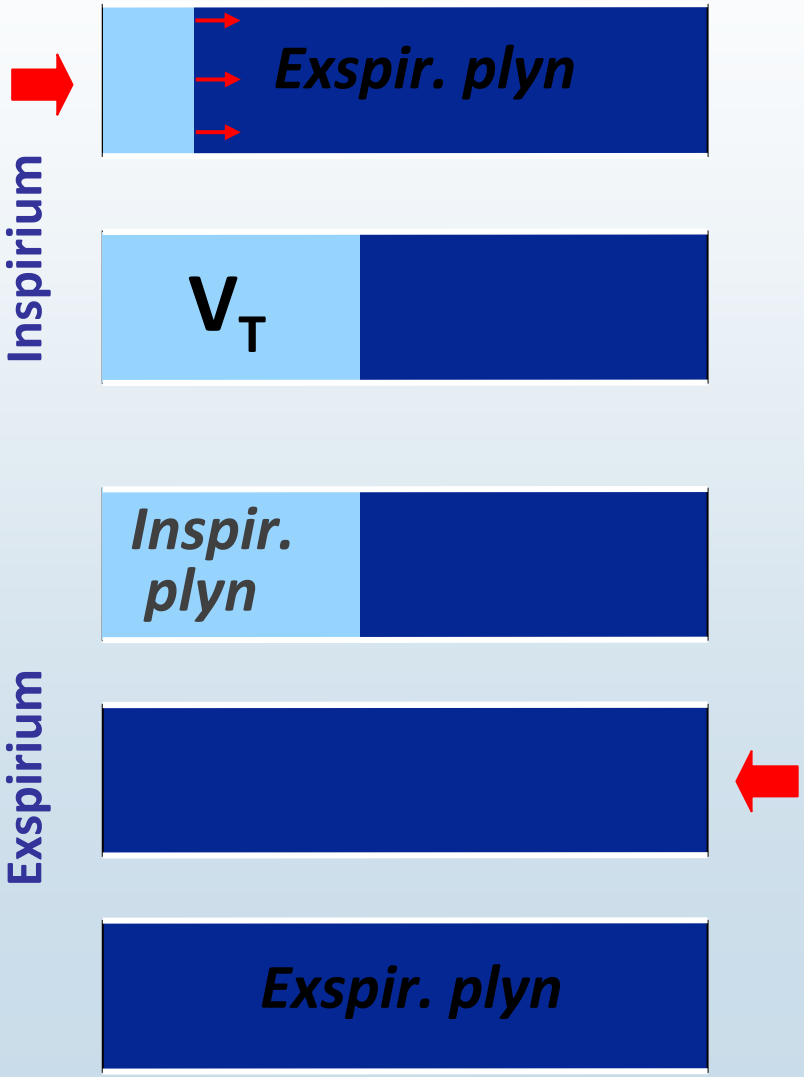
Reálné proudění plynů

Dechový objem V_T

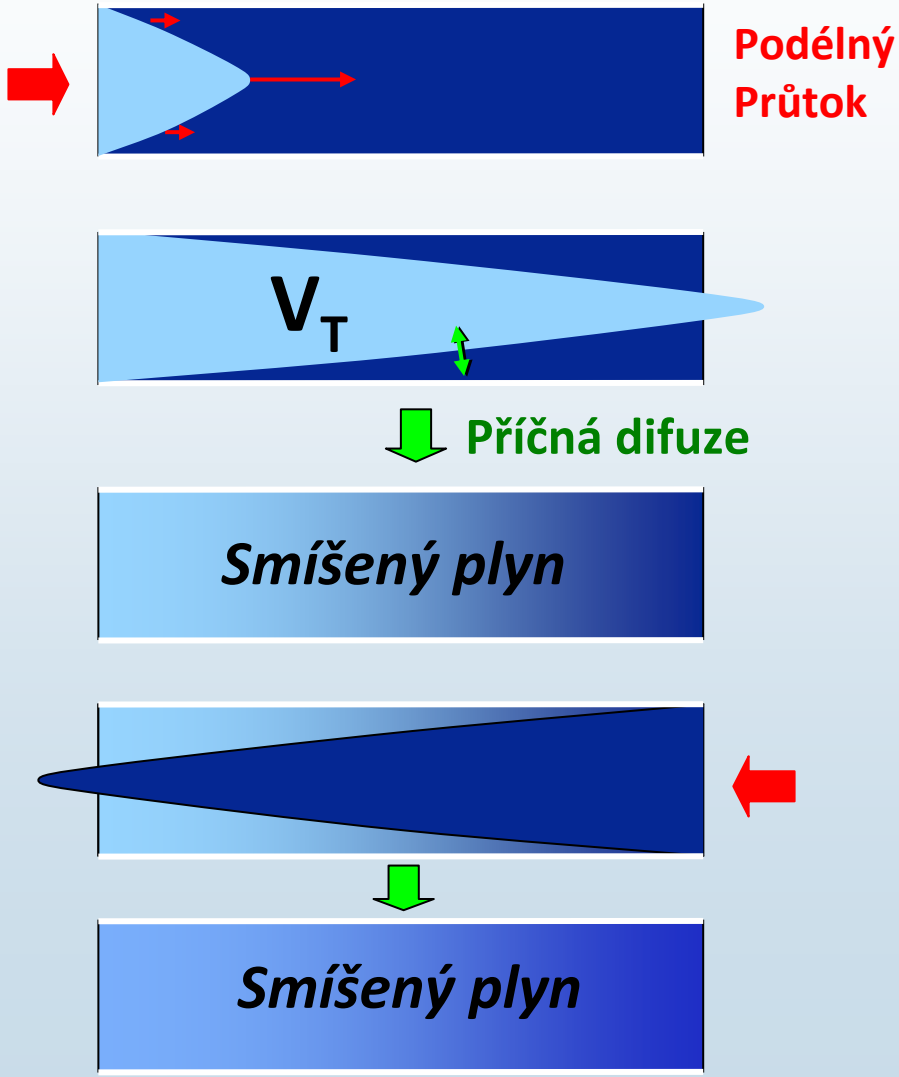


Modely proudění plynů

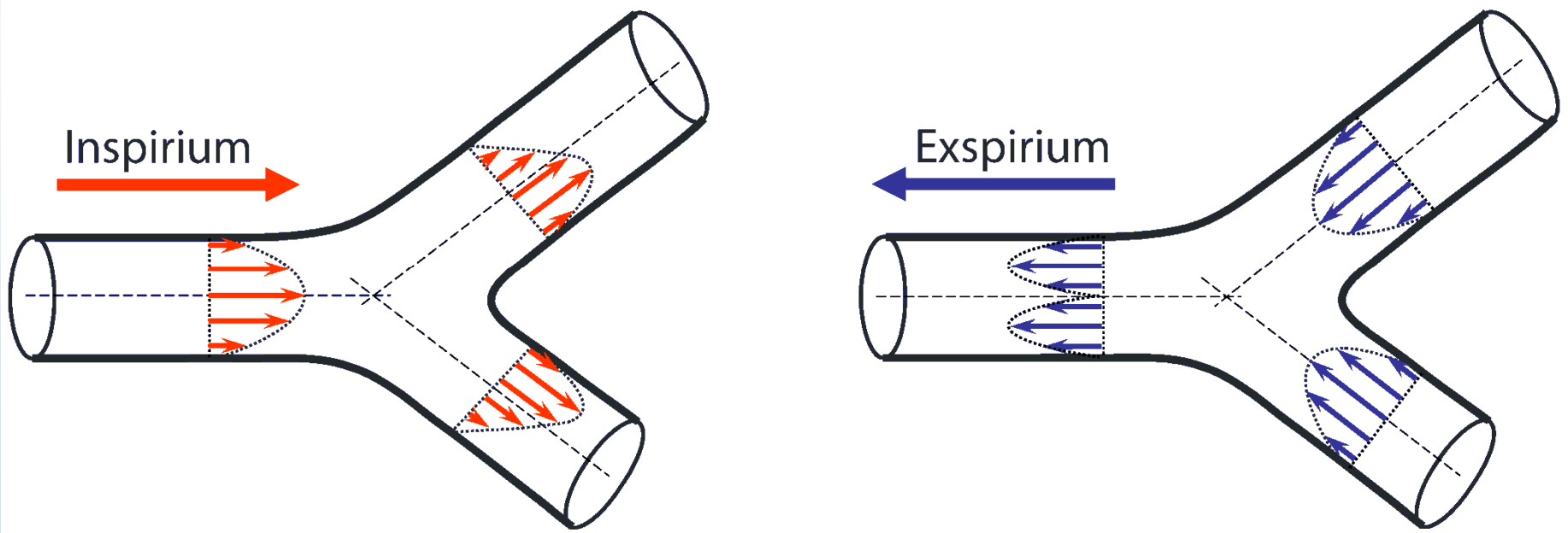
Pístový model



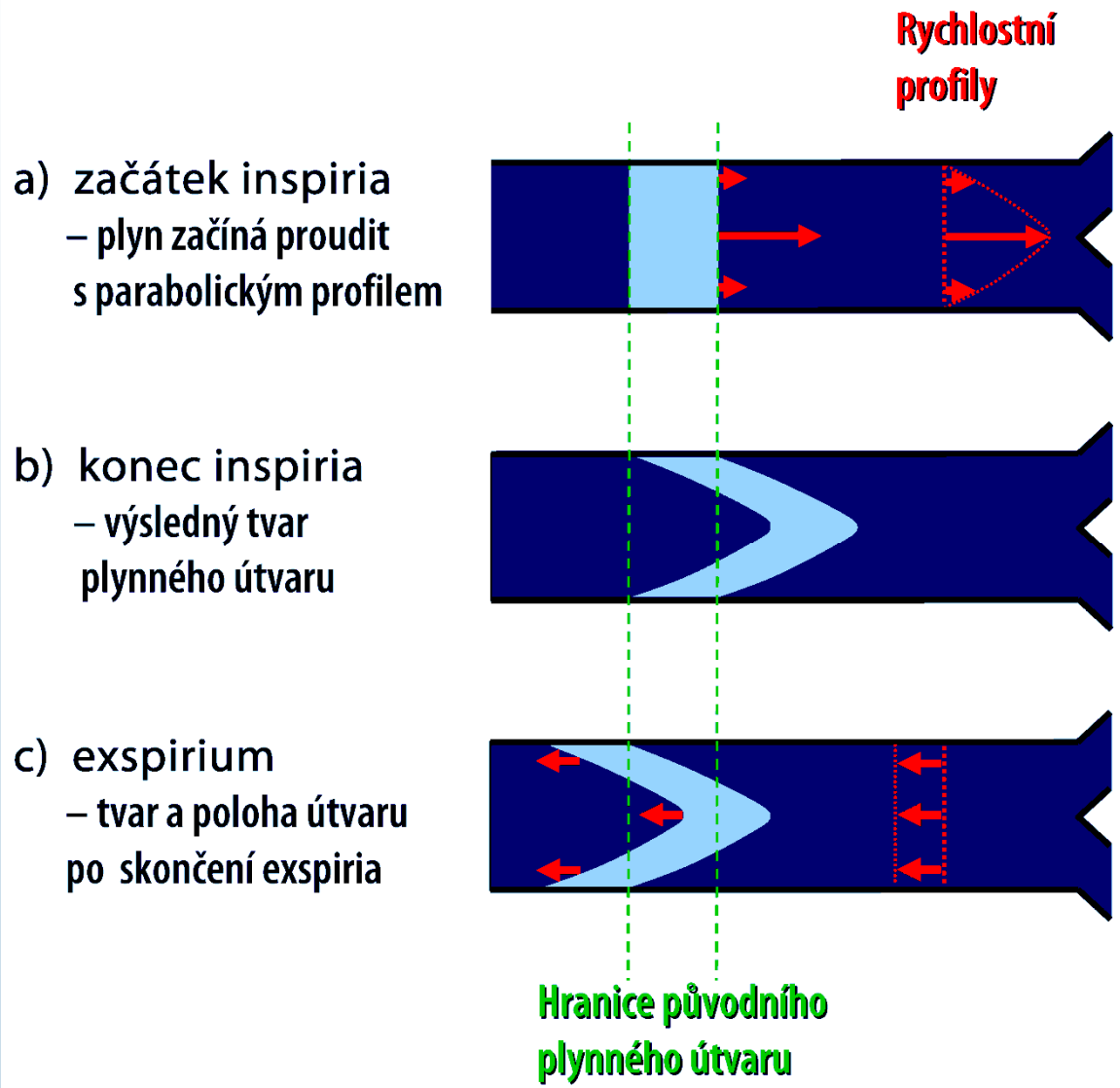
Konvekčně-difuzní model



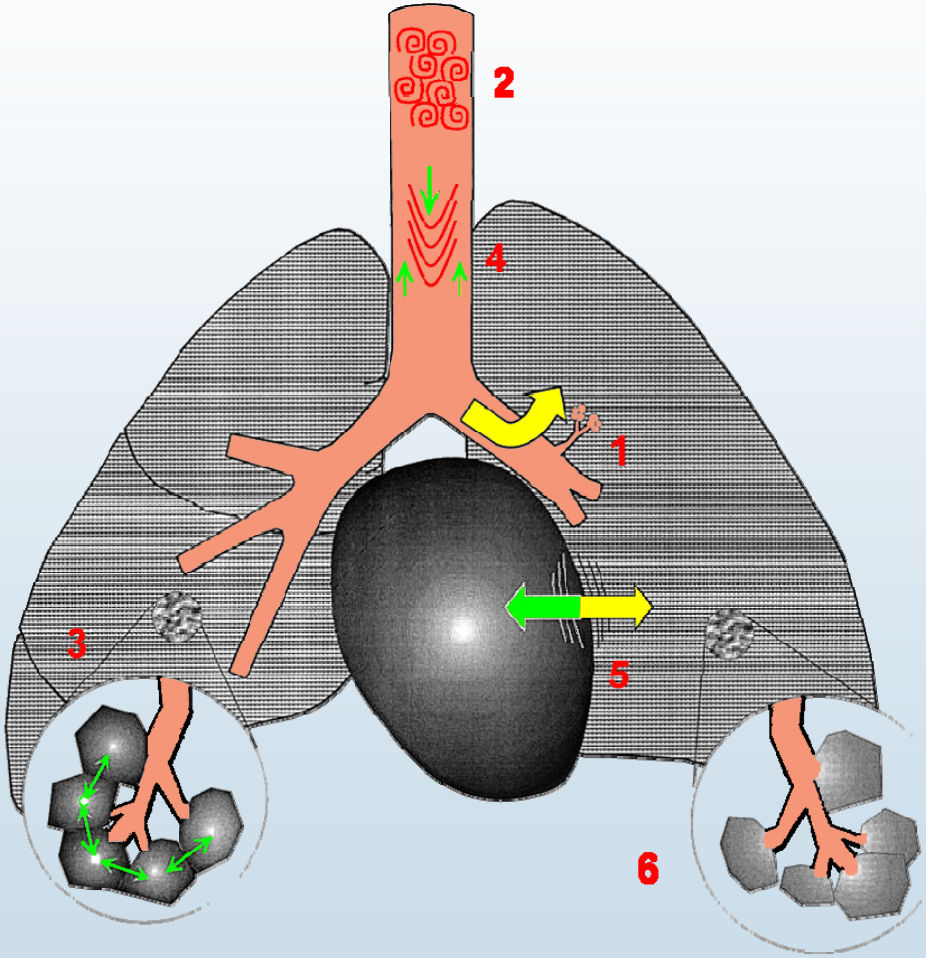
Asymetrické profily proudění



Asymetrické profily proudění



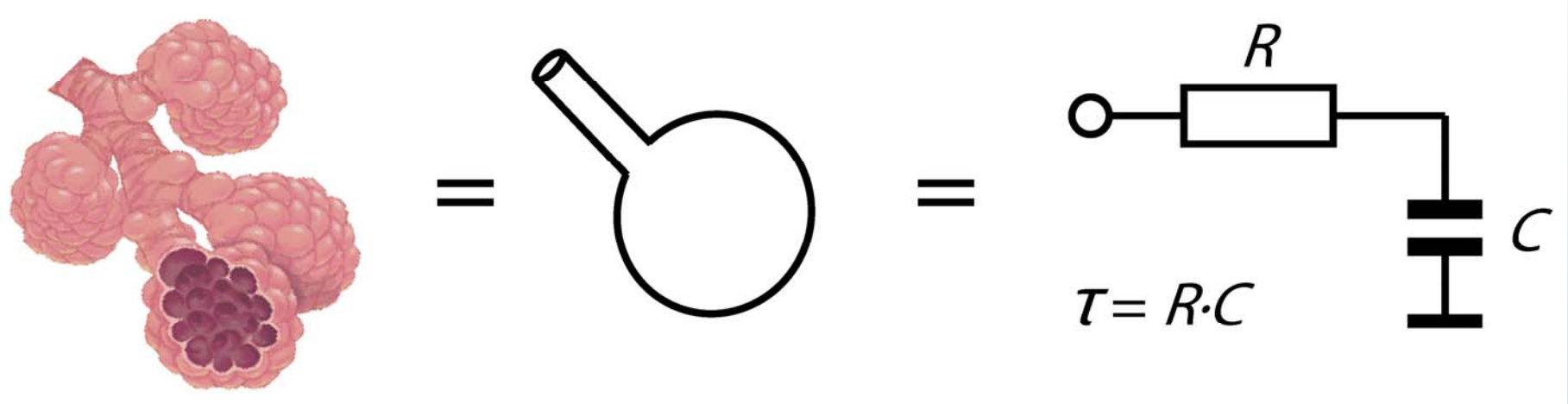
Výměna plynů



1. konvekce-difuze
2. disperze
3. pendelluft
4. asymetrické rychlostní profily
5. kardiogenní míchání
6. molekulární difuze
7. další efekty

Krishnan, J. A. et al. Chest 2000;118:795-807

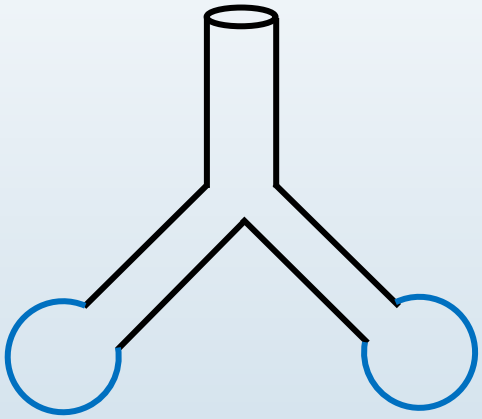
Časové konstanty



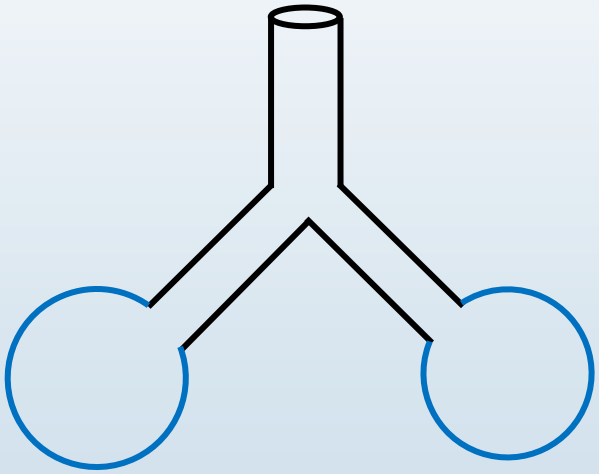
Pendelluft effect

Segment A má menší časovou konstantu než segment B.

před inspiriem



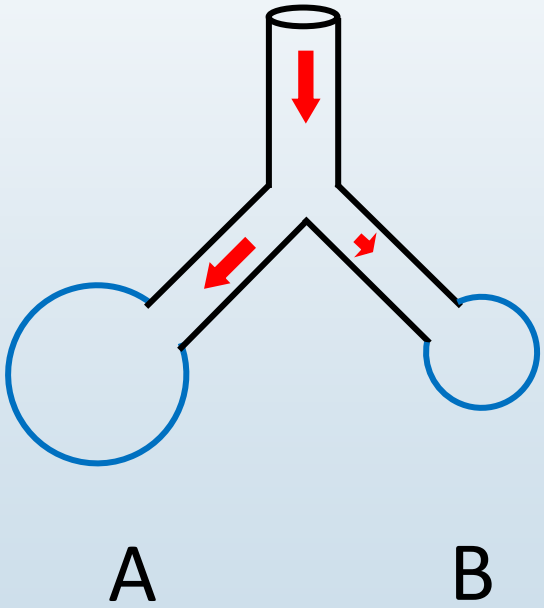
před exspiriem



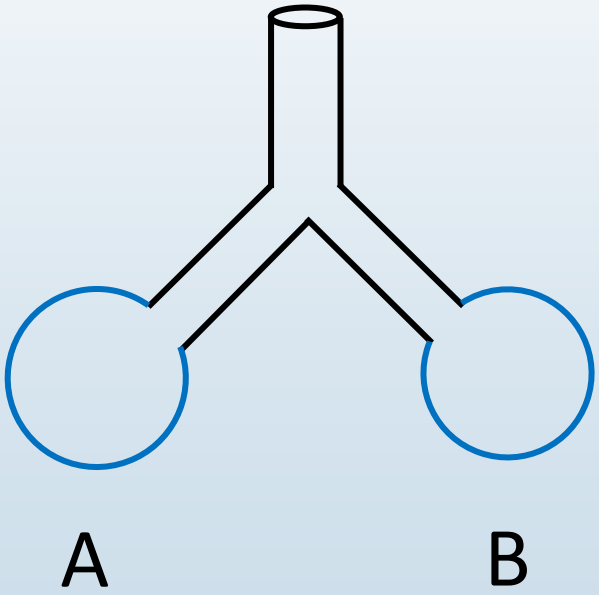
Pendelluft effect

Segment A má menší časovou konstantu než segment B.

inspirium

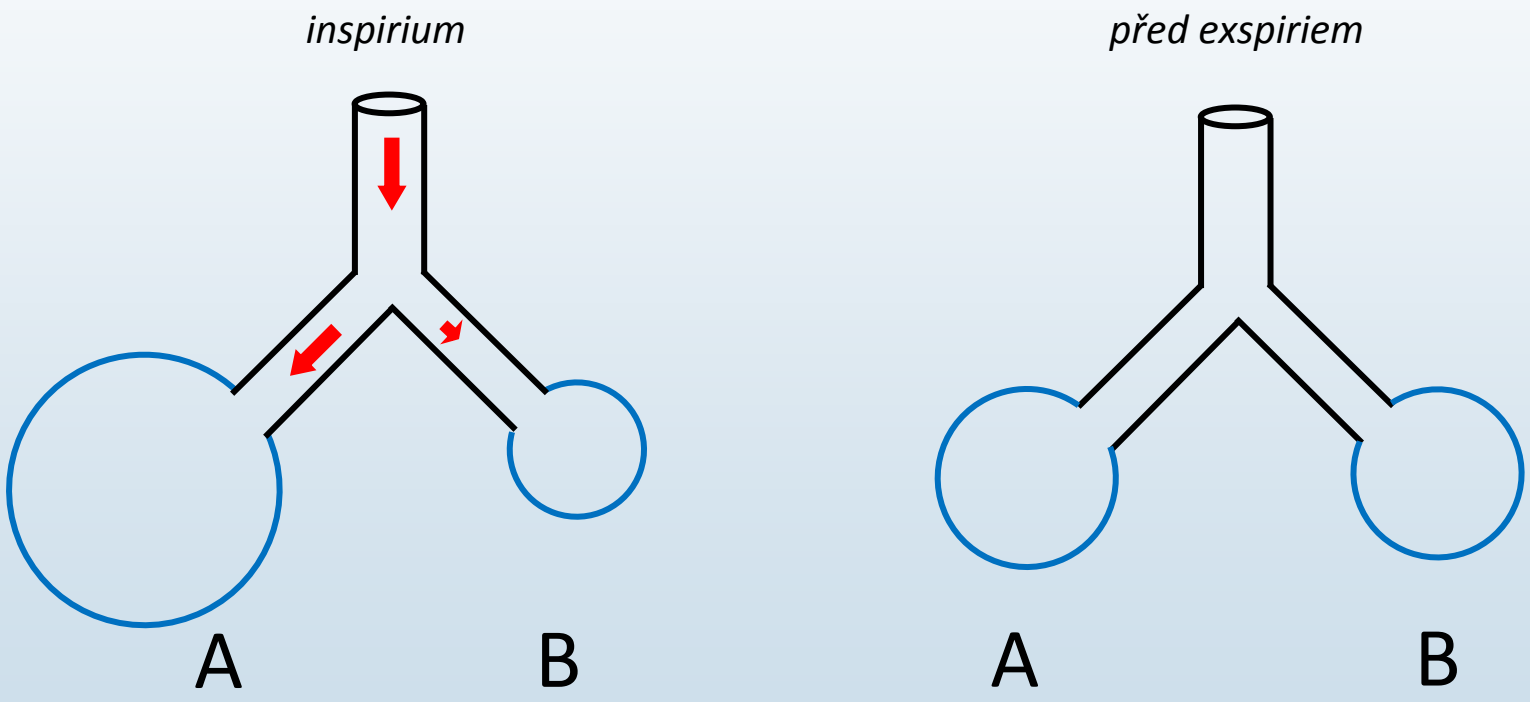


před exspiriem



Pendelluft effect

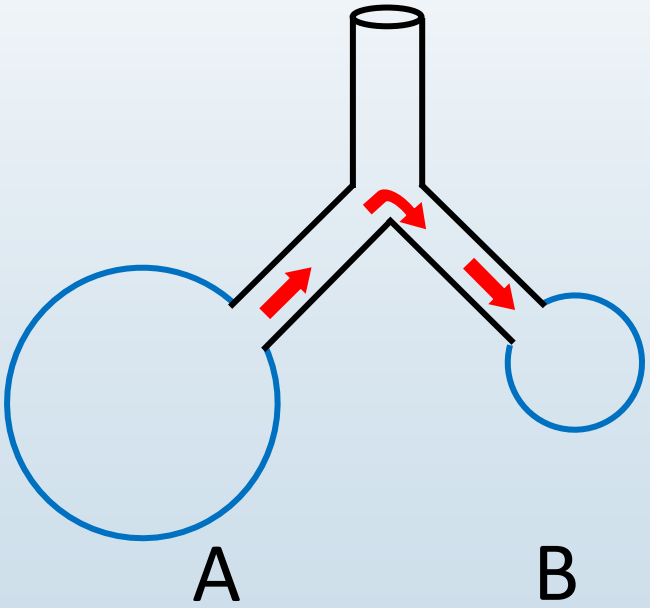
Segment A má menší časovou konstantu než segment B.



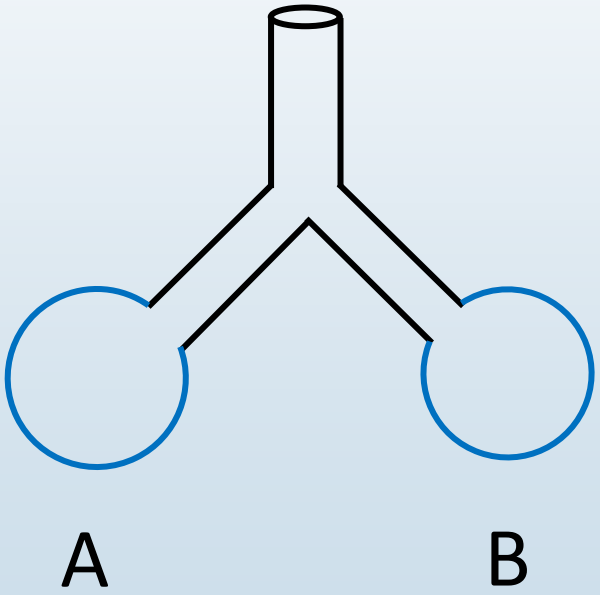
Pendelluft effect

Segment A má menší časovou konstantu než segment B.

konec inspiria



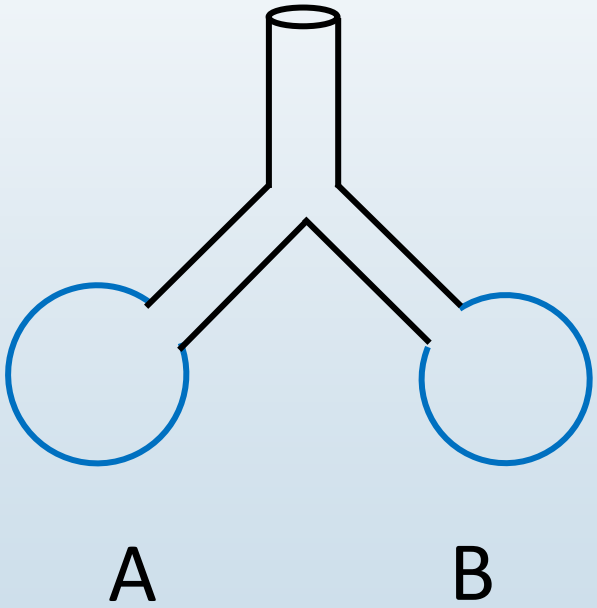
před exspiriem



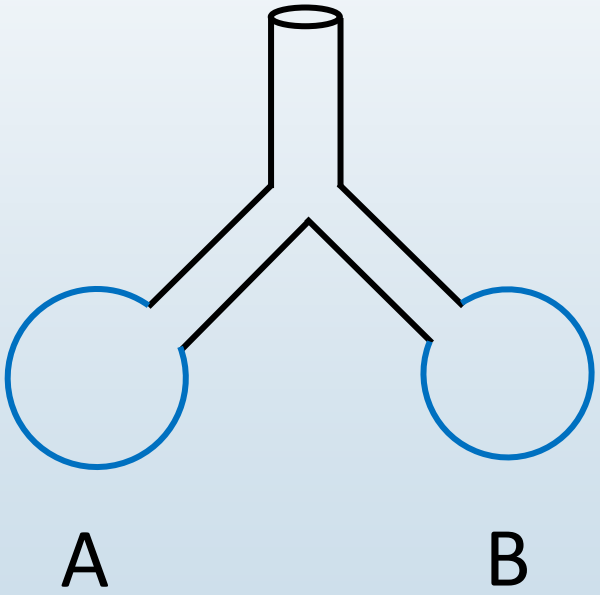
Pendelluft effect

Segment A má menší časovou konstantu než segment B.

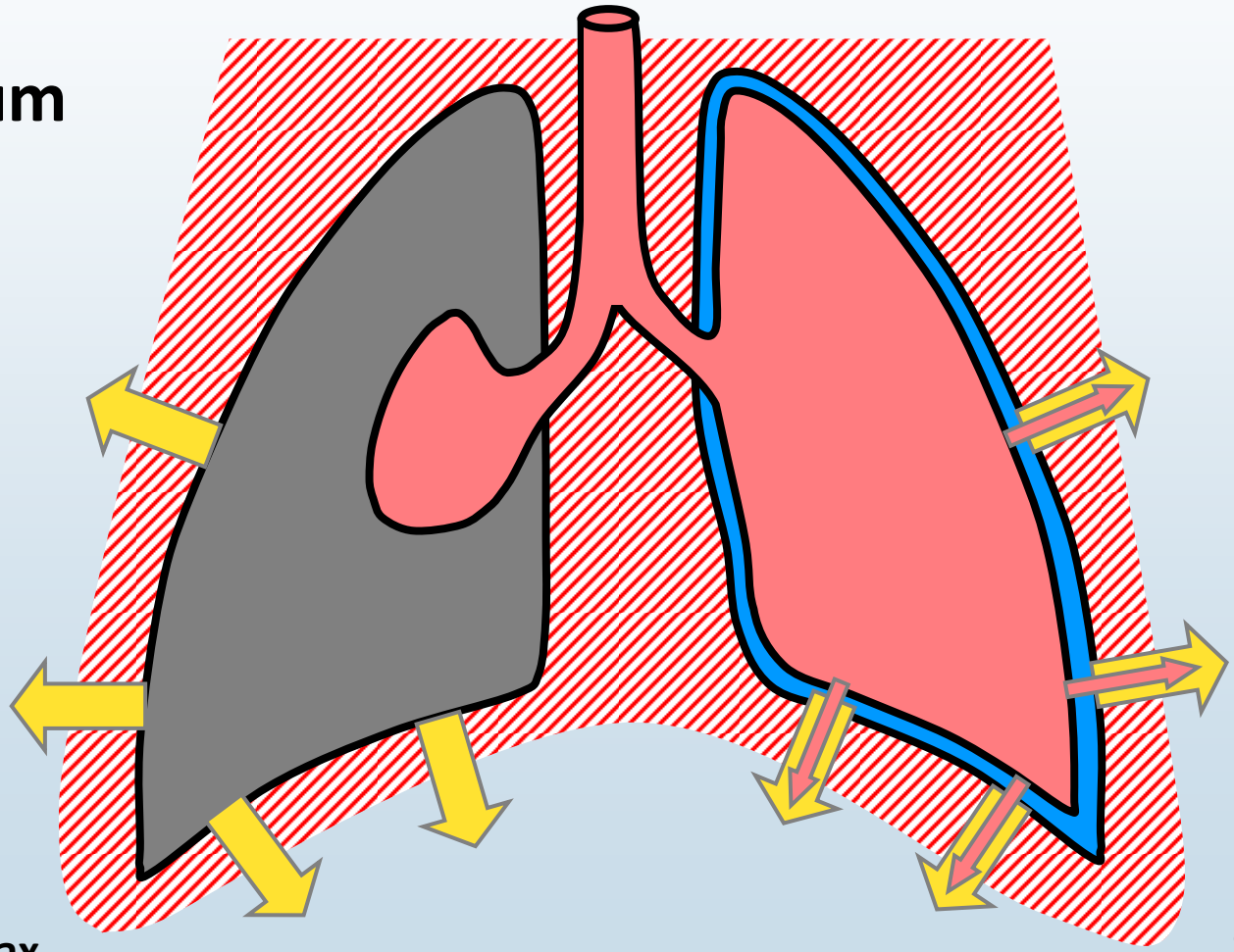
před exspiriem



před exspiriem



Umělá plicní ventilace je „nefyziologická“



Dinosauři...

Zdeněk Burian, 1941

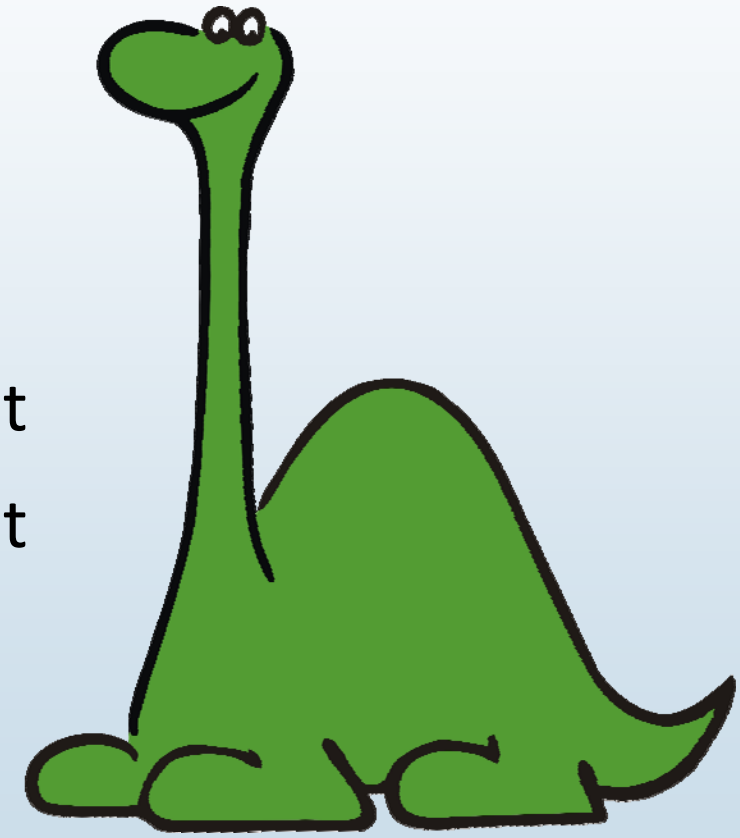
Velcí dinosauři—Sauropodi

Hmotnosti:

Diplodocus	10–20 t
Apatosaurus	20–35 t
Brachiosaurus	30–50 t
Sauroposeidon	80–100 t
Argentinosaurus (*Titanosaurus*)	80–100 t

Bruhathkayosaurus, *Amphicoelias* > 100 t

všichni sauropodi > 5 t



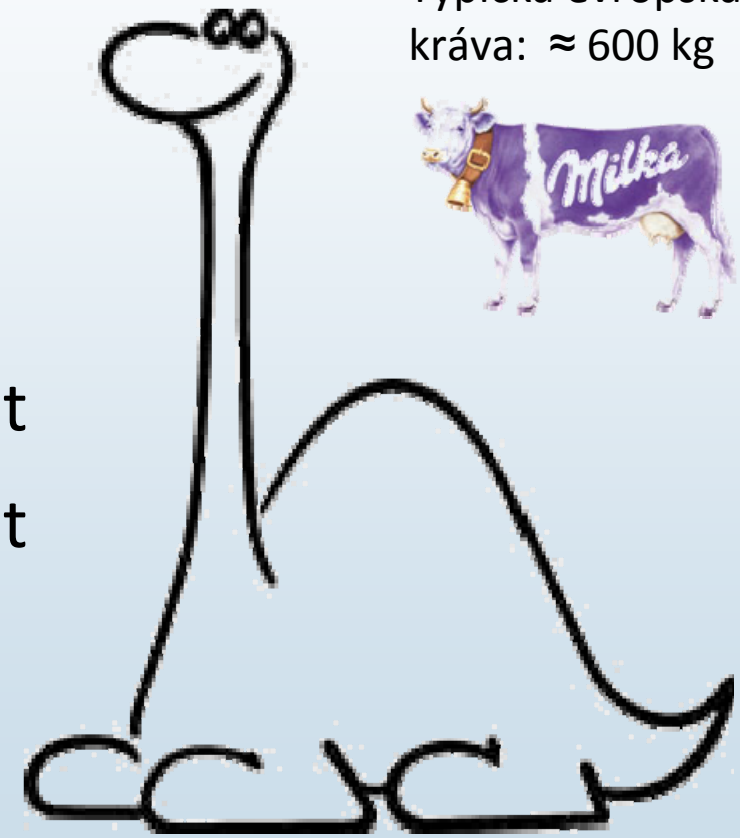
Velcí dinosauři—Sauropodi

Hmotnosti:

Diplodocus	10–20 t
Apatosaurus	20–35 t
Brachiosaurus	30–50 t
Sauroposeidon	80–100 t
Argentinosaurus (*Titanosaurus*)	80–100 t

Bruhathkayosaurus, *Amphicoelias* > 100 t

všichni sauropodi > 5 t



Typická evropská kráva: ≈ 600 kg

Velcí dinosauři—Sauropodi

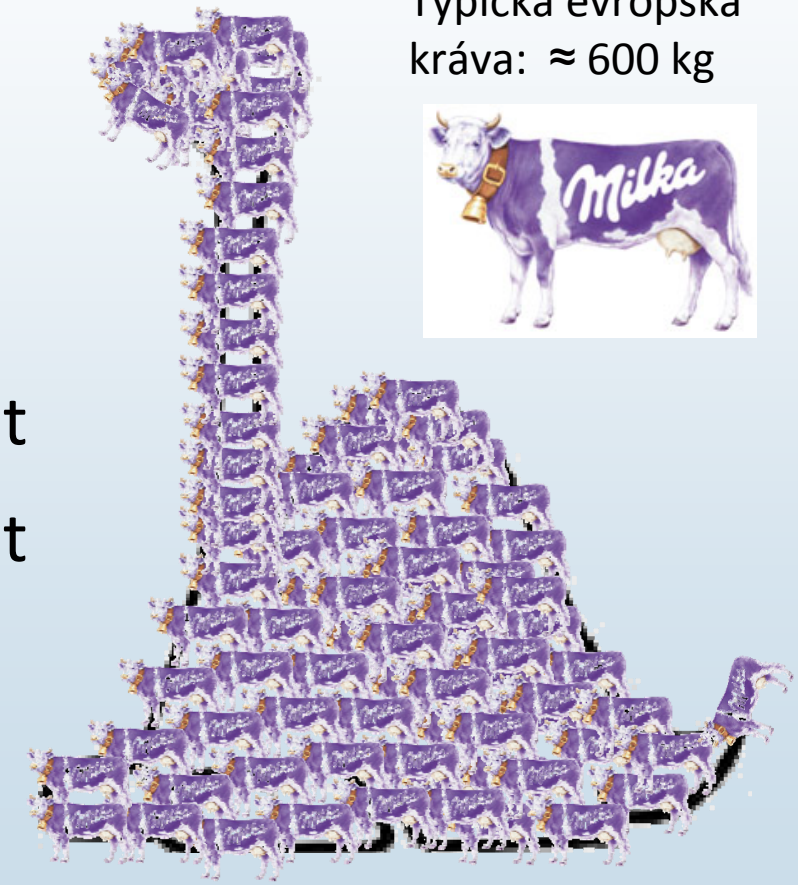
Hmotnosti:

Diplodocus	10–20 t
Apatosaurus	20–35 t
Brachiosaurus	30–50 t
Sauroposeidon	80–100 t
Argentinosaurus (*Titanosaurus*)	80–100 t

Bruhathkayosaurus, *Amphicoelias* > 100 t

všichni sauropodi > 5 t

Typická evropská kráva: ≈ 600 kg



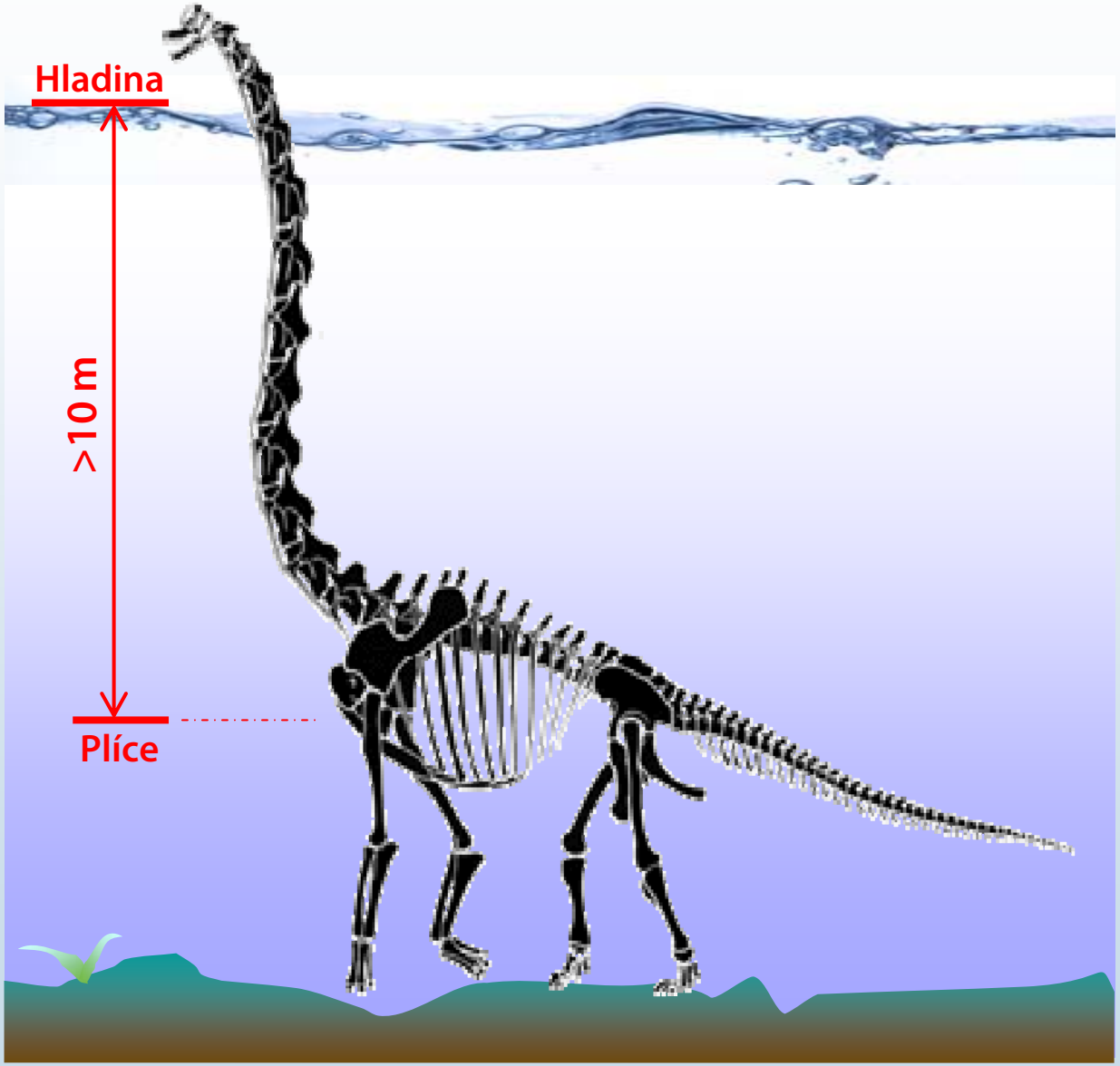
Vytvoření *Titanosaura*:
Slepení 130–170 krav dohromady.

Velikosti Sauropodů

Délky dinosaurů:

Amphicoelias:
40–?62 m
Bruhathkayosaurus:
?28–?44 m
Argentinosaurus:
30–37 m
Supersaurus:
35 m
Diplodocus:
33 m
Sauroposeidon:
27–34 m
Barosaurus:
24–27 m

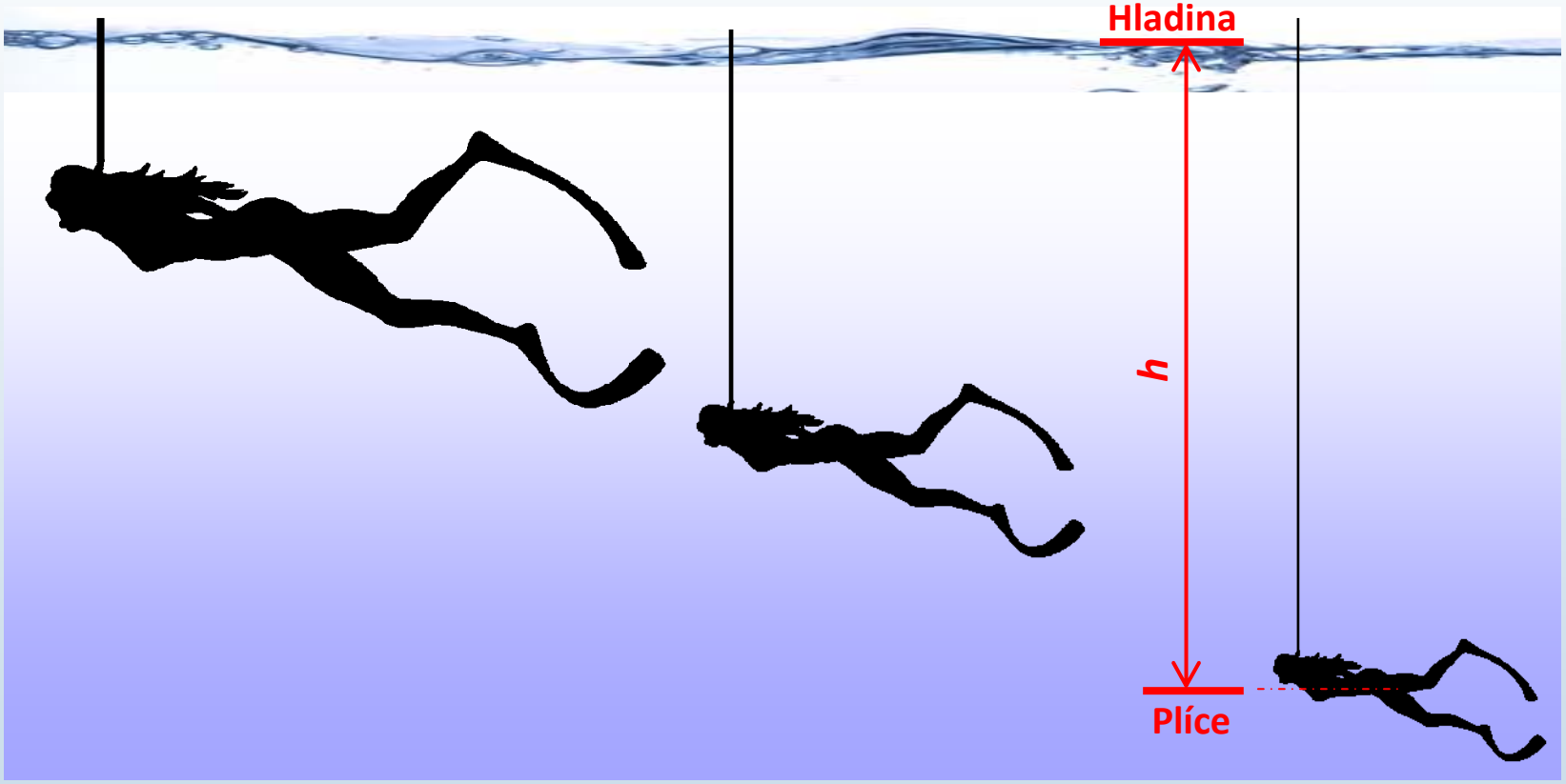
Délka krku většiny dinosaurů > 10 m



Jak hluboko můžeme šnorchlovat?

Inspirium: hydrostatický tlak p_h v hloubce h musí být překonán dých. svaly

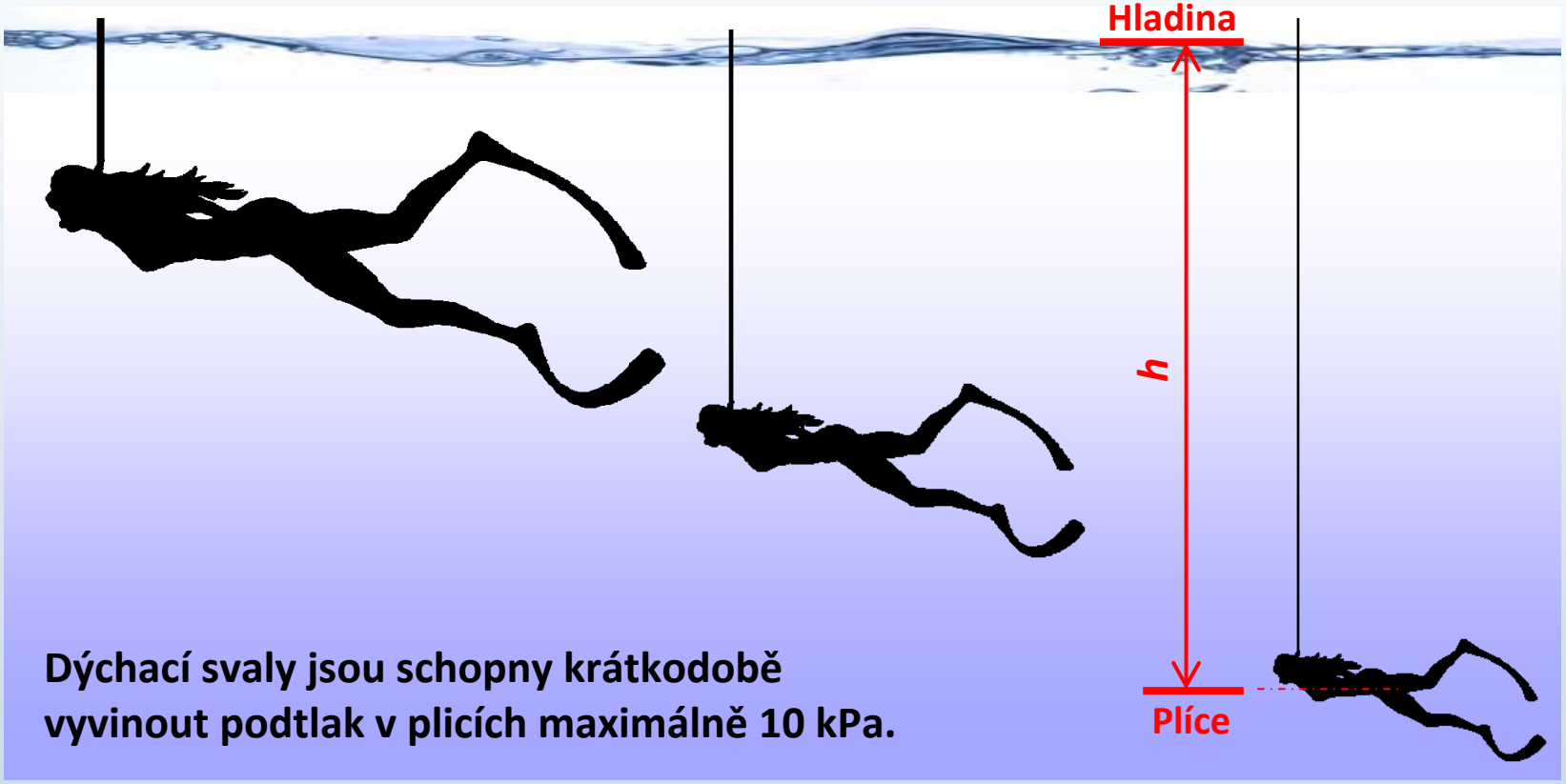
- v alveolárním prostoru: atmosférický tlak p_{atm} (plíce jsou spojené s povrchem)
- okolo hrudníku (a v kapilárách): $p_{atm} + p_h$



Jak hluboko můžeme šnorchlovat?

Inspirium: hydrostatický tlak p_h v hloubce h musí být překonán dých. svaly

- v alveolárním prostoru: atmosférický tlak p_{atm} (plíce jsou spojené s povrchem)
- okolo hrudníku (a v kapilárách): $p_{atm} + p_h$



Dýchací svaly jsou schopny krátkodobě vyvinout podtlak v plicích maximálně 10 kPa.

Protože 100 kPa (1 atm) odpovídá 10 m vody,
potápěč se nemůže nadechnout v hloubce větší než 1 m!

Jak hluboko mohli dýchat?

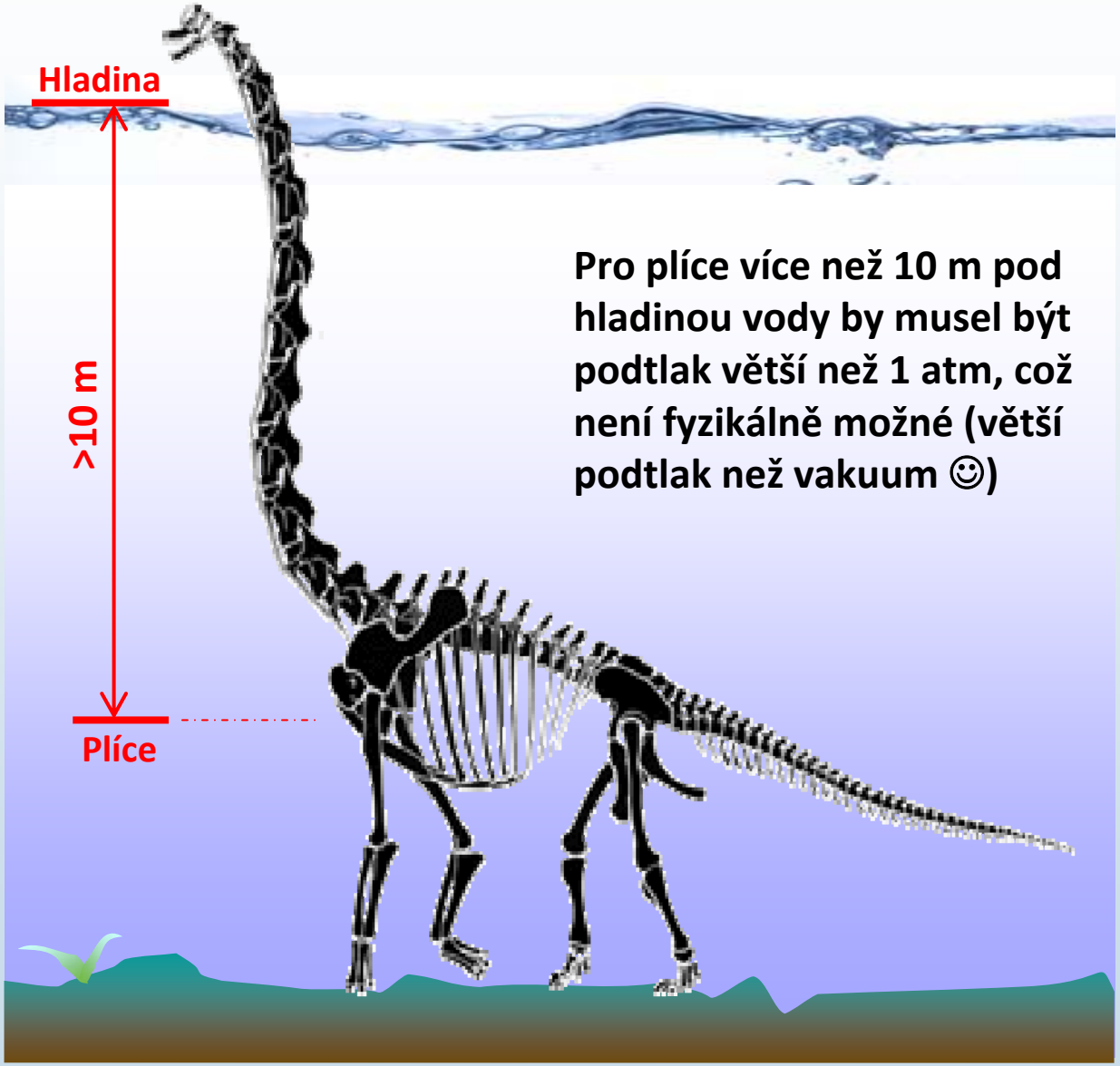
?

Jak by vypadala alveolo-kapilární membrána pro takovýto tlak?

Jaká by byla její propustnost pro plyny?

Jaký byl krevní tlak dinosaurů (zvětšující tlak přes alveolo-kapilární membránu)?

Jaký byl efekt mrtvého prostoru V_D?

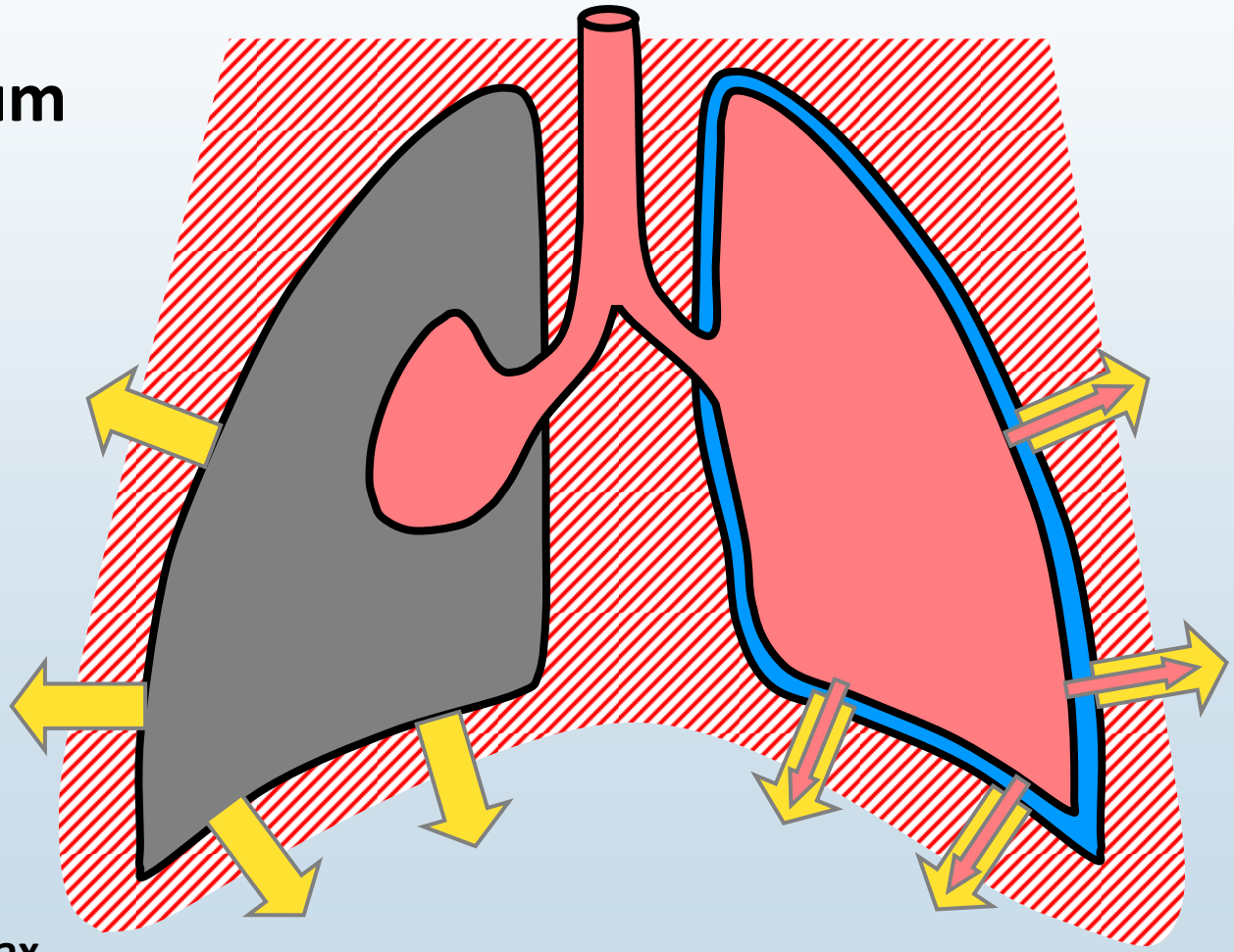


Pro plíce více než 10 m pod hladinou vody by musel být podtlak větší než 1 atm, což není fyzikálně možné (větší podtlak než vakuum ☺)

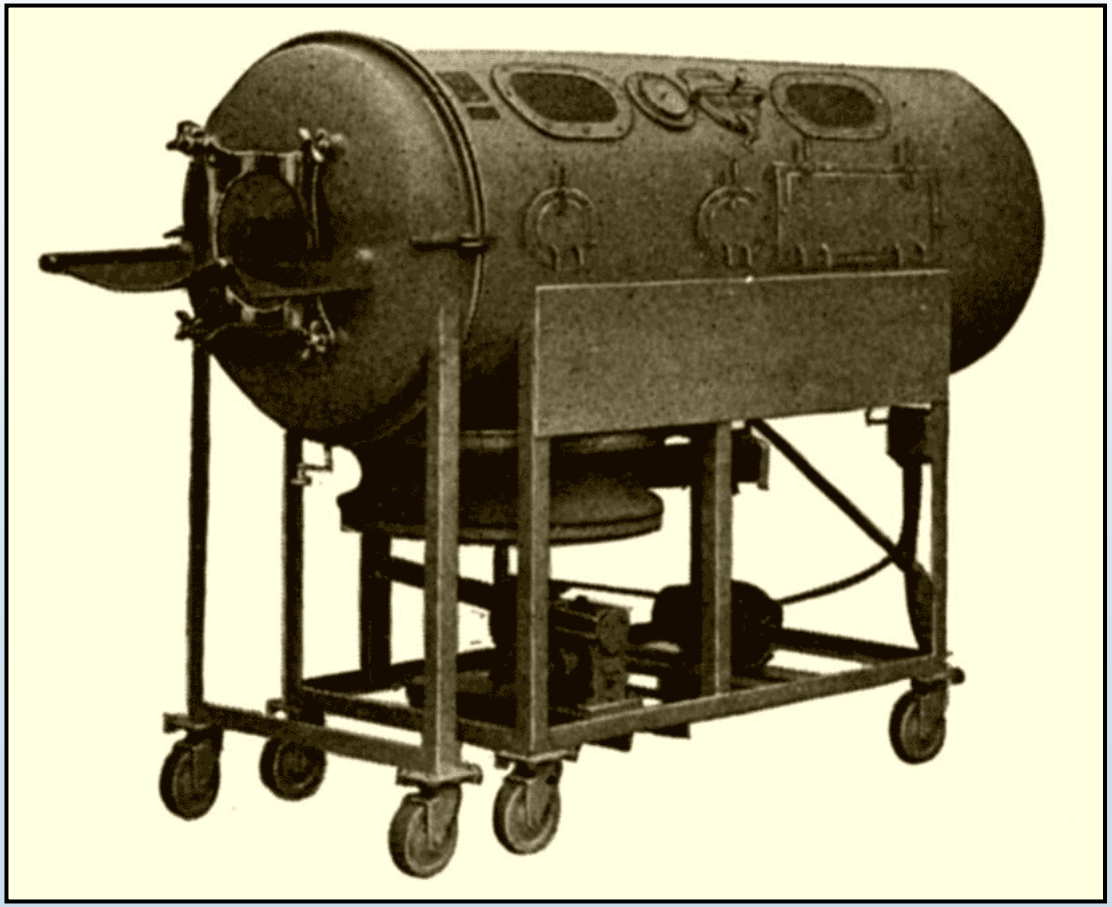
Nemožné…

Zdeněk Burian, 1941

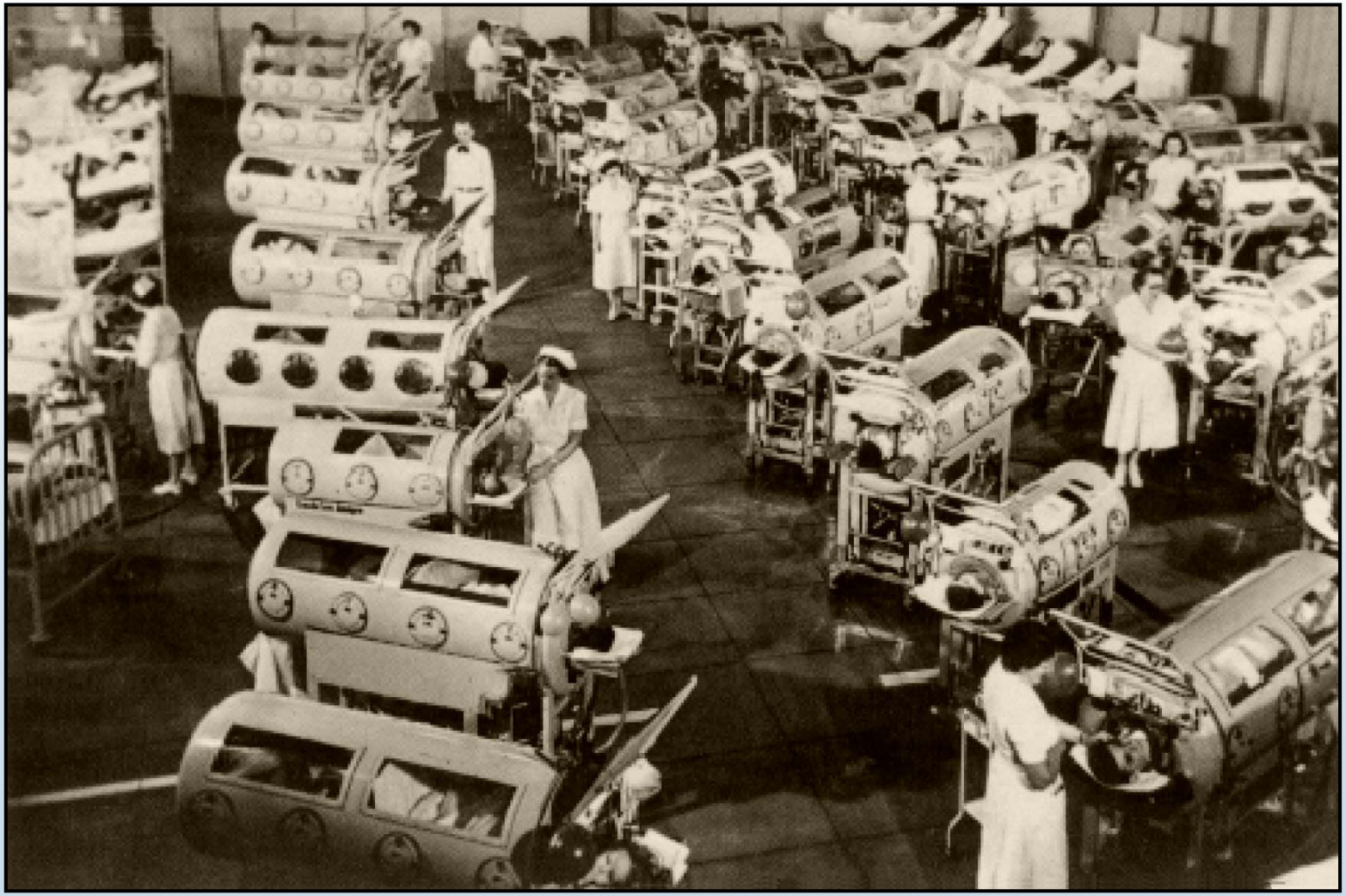
Umělá plicní ventilace je „nefyziologická“



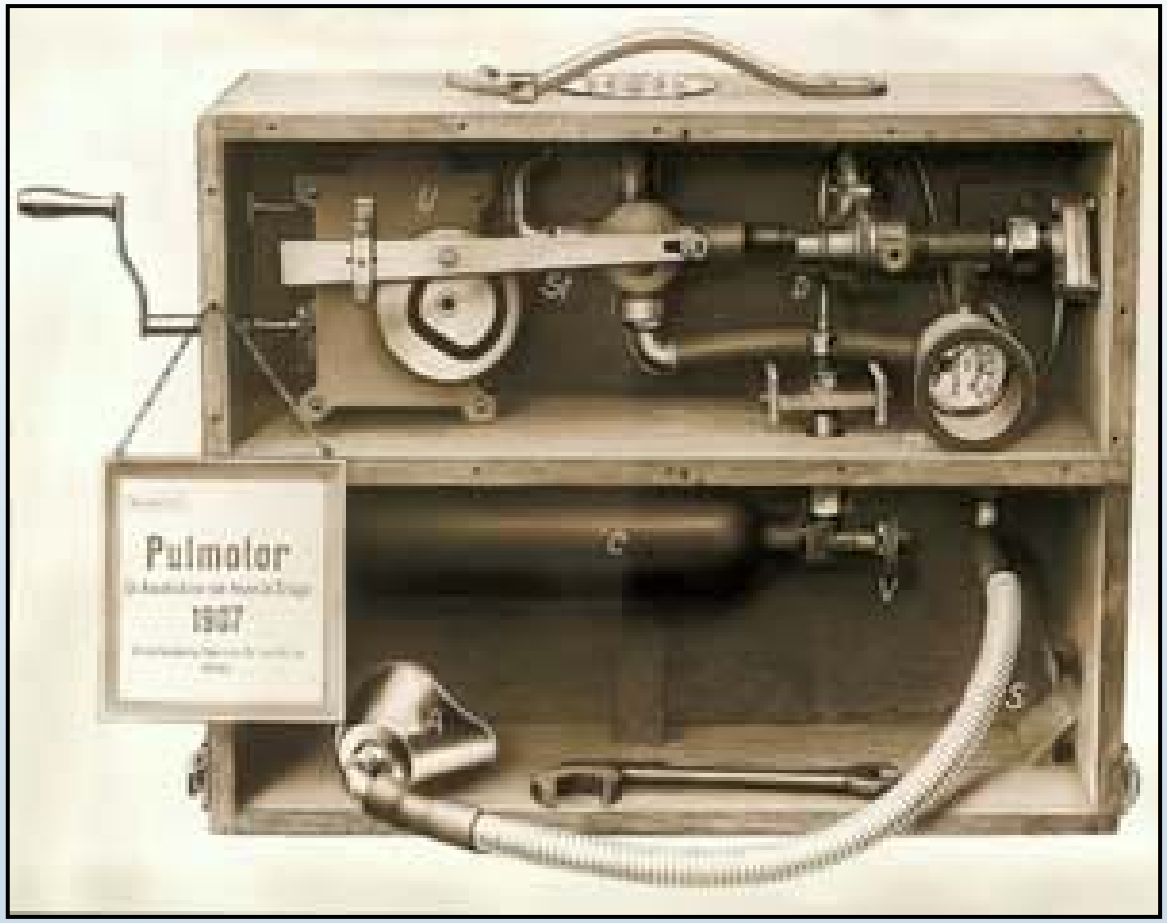
Umělá plicní ventilace je „nefyziologická“



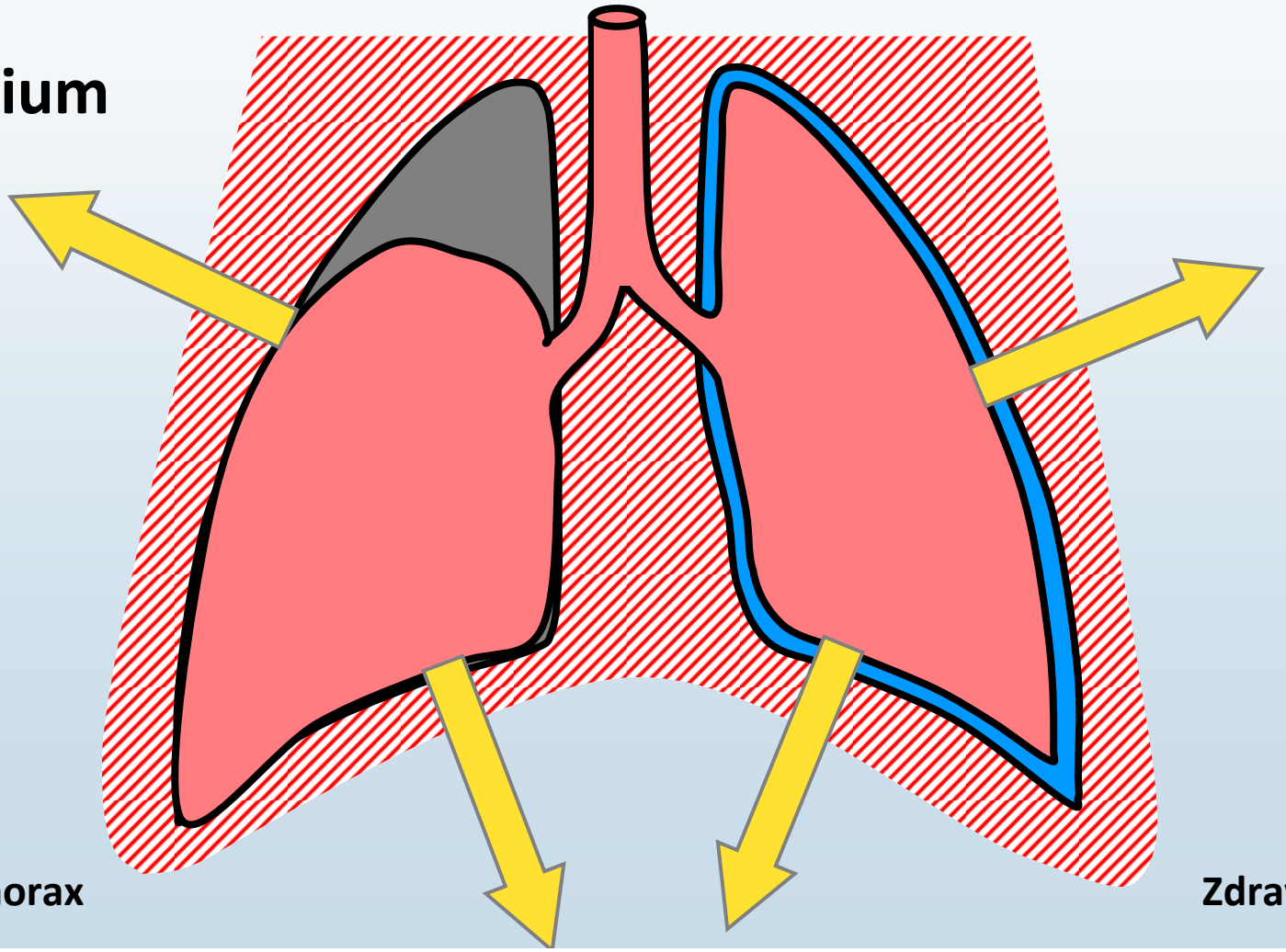
Železné plíce



Umělá plicní ventilace je „nefyziologická“



Umělá plicní ventilace je „nefyziologická“



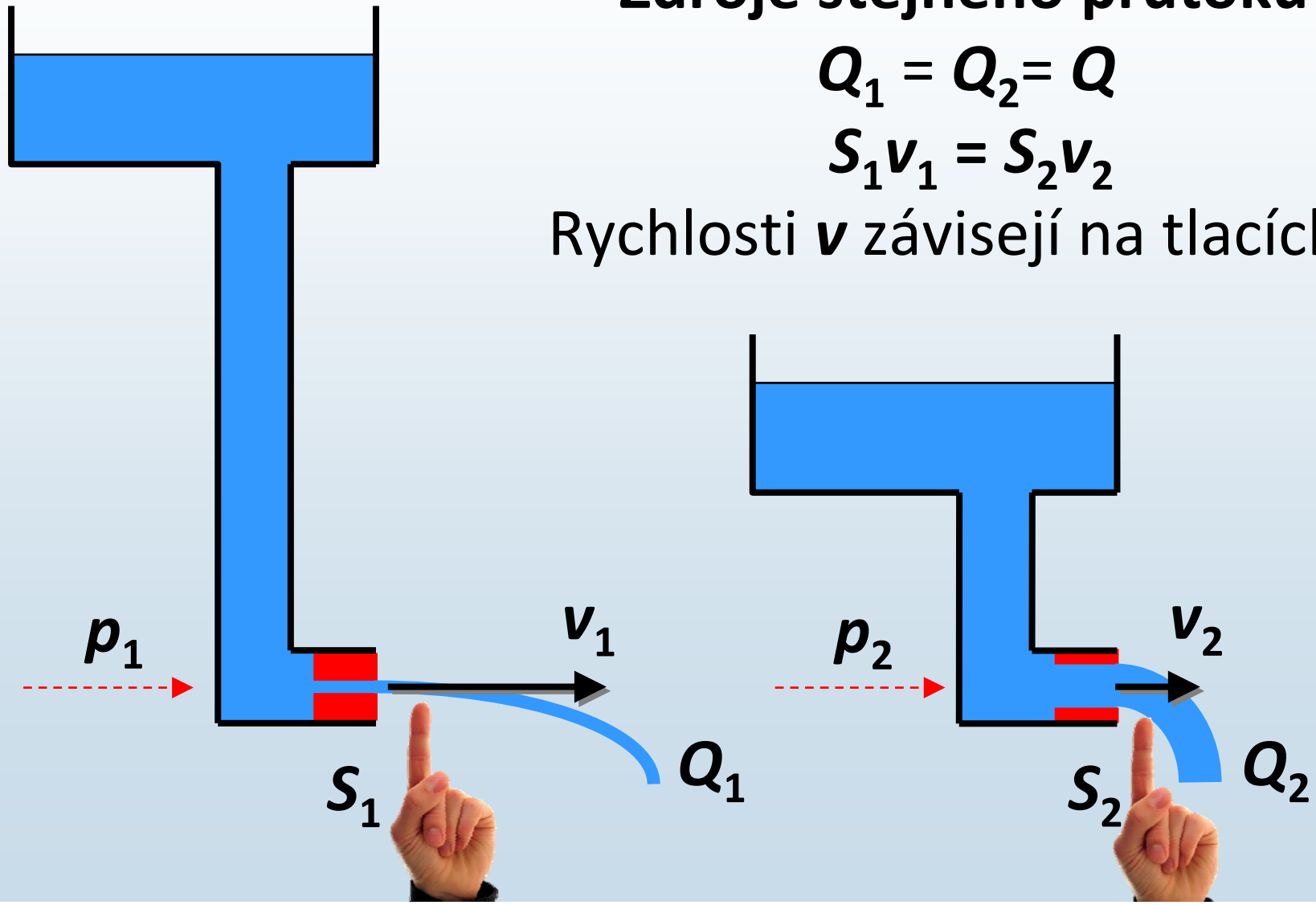
Tvrdost zdroje průtoku

Zdroje stejného průtoku

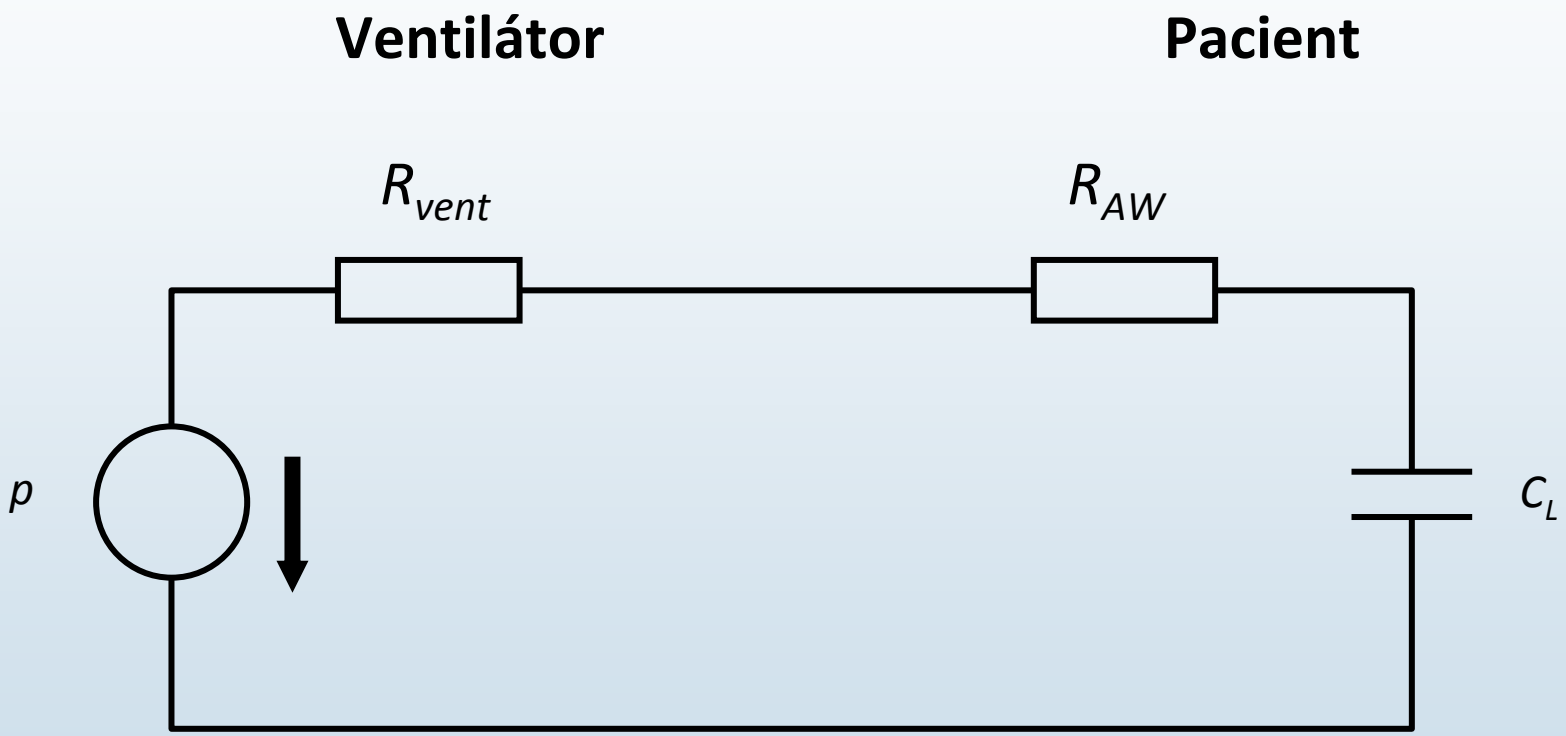
$$Q_1 = Q_2 = Q$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

Rychlosti ***v*** závisejí na tlacích ***p***

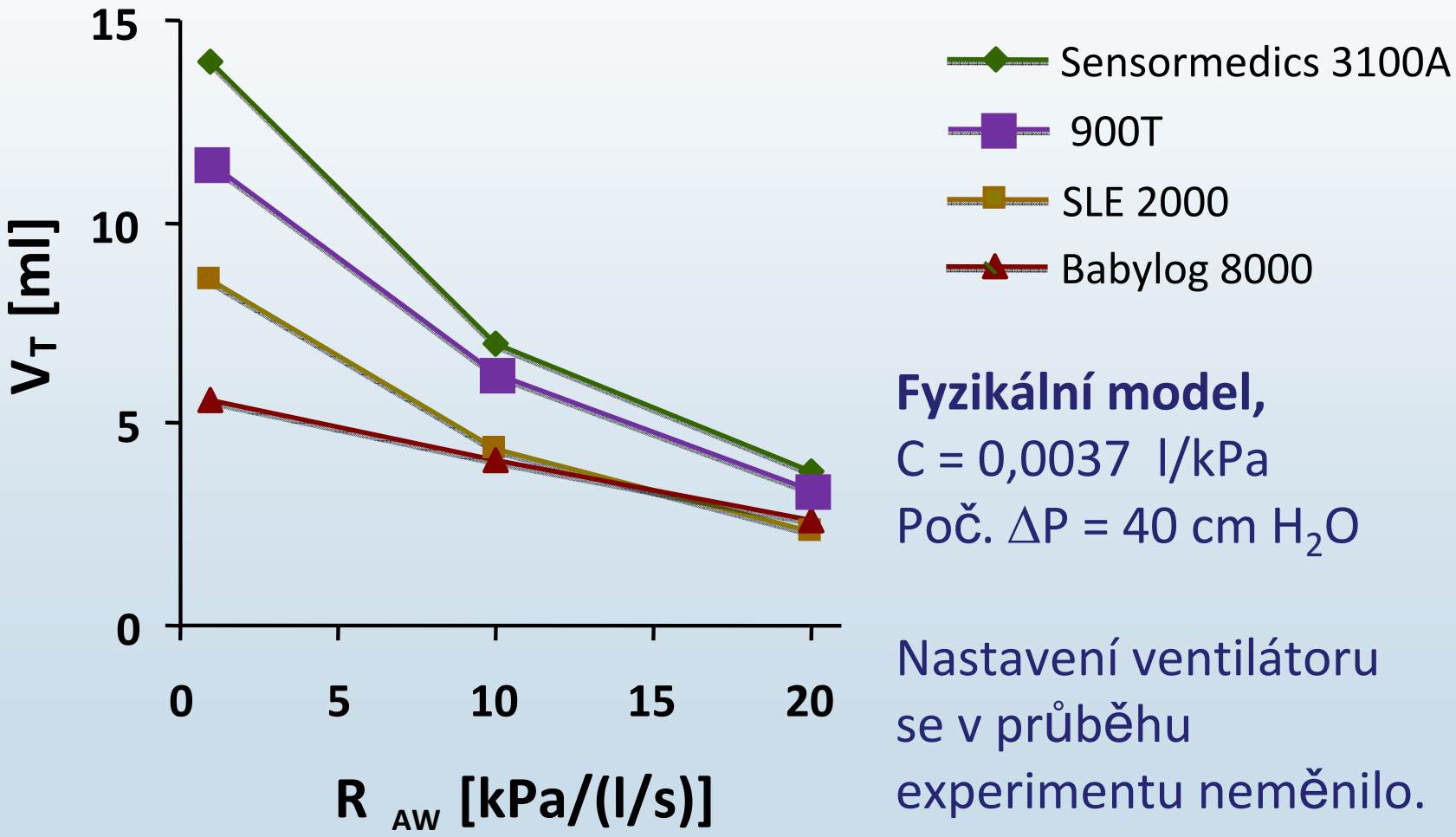


Model ventilátoru a pacienta



PCV … R_{vent} je malý, p je malý
VCV … R_{vent} je velký, p je velký

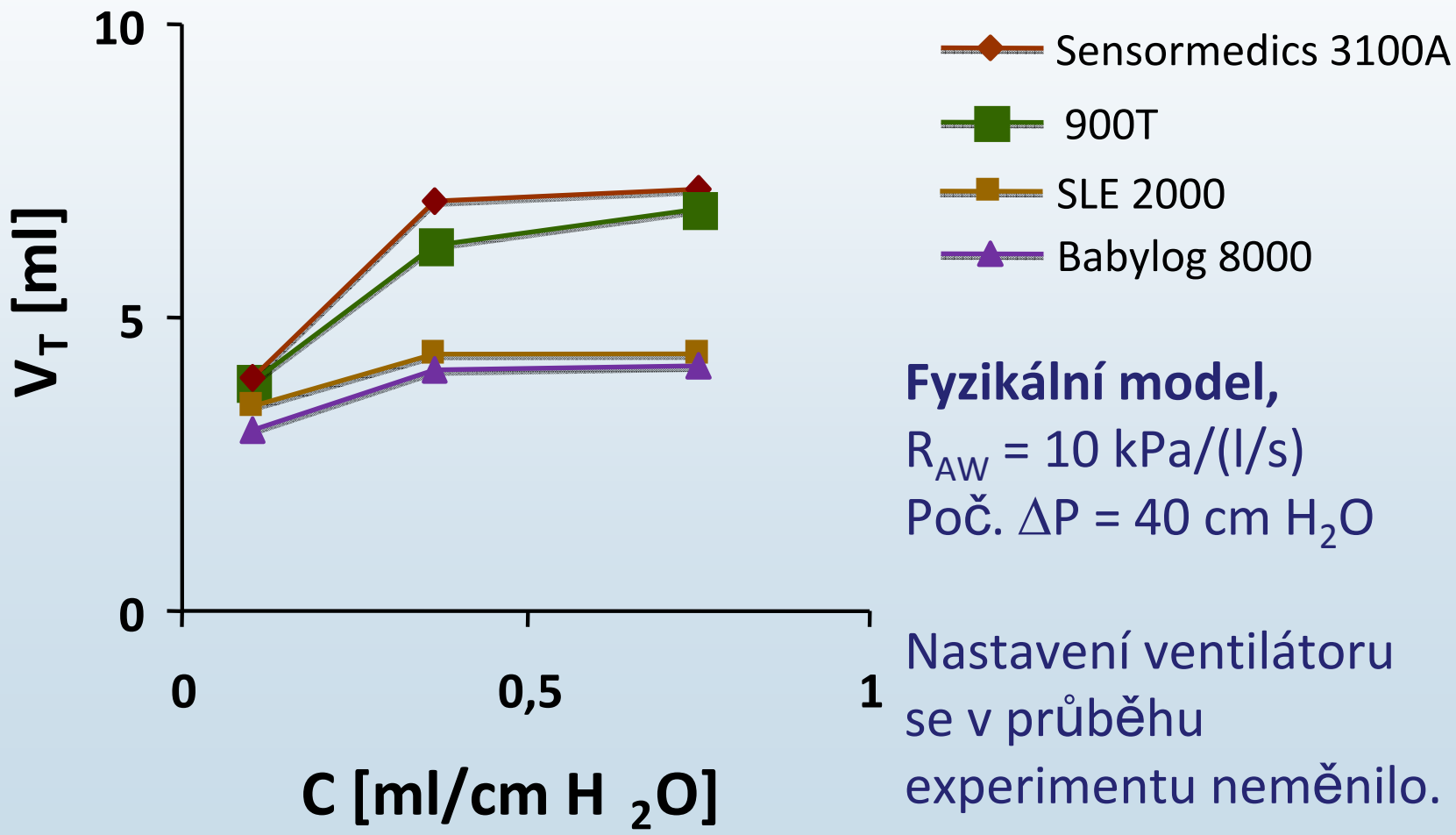
Generovaný dechový objem V_T v závislosti na odporu R_{AW}



Fyzikální model,
C = 0,0037 l/kPa
Poč. ΔP = 40 cm H_2O

Nastavení ventilátoru se v průběhu experimentu neměnilo.

Generovaný dechový objem V_T v závislosti na odporu R_{AW}



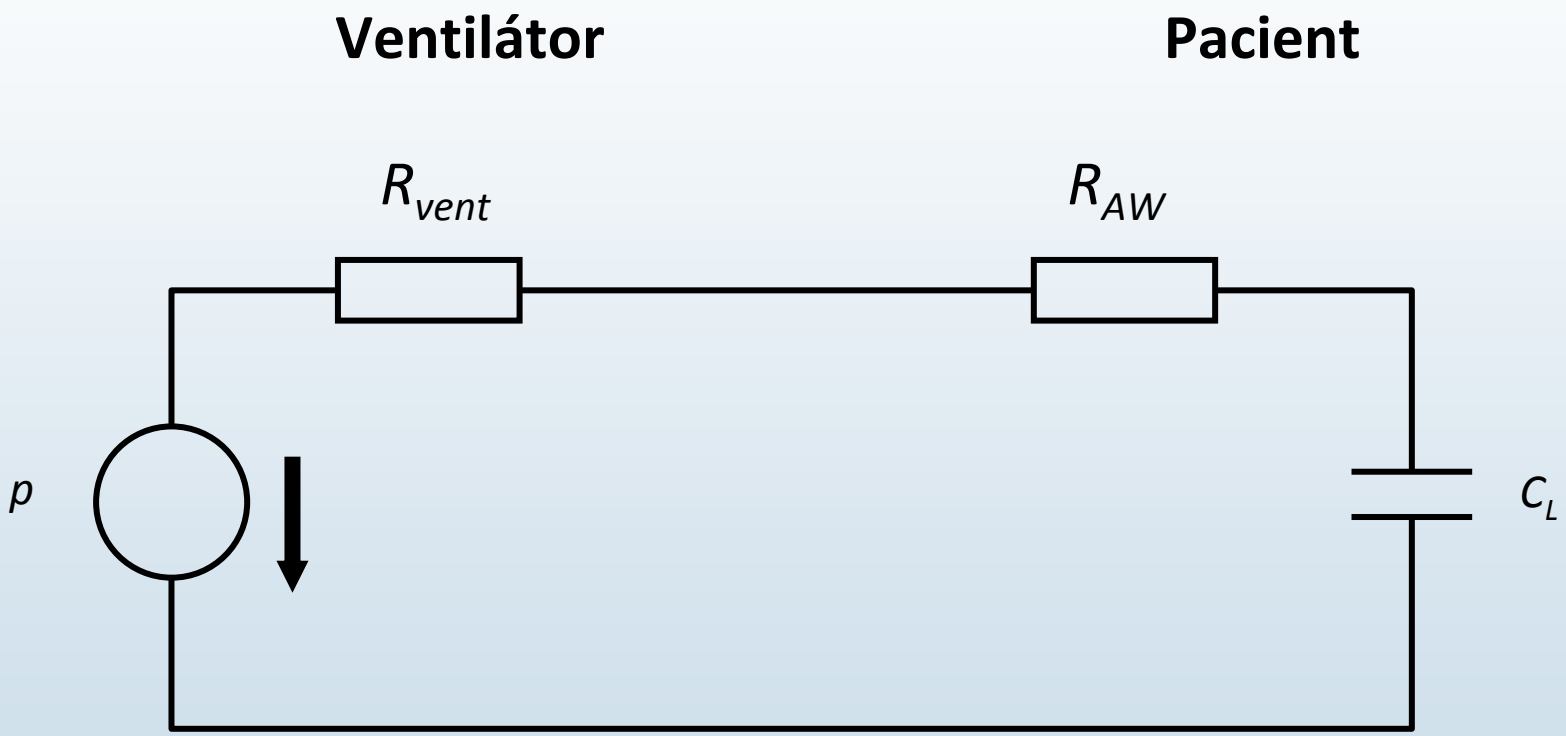
Fyzikální model,

R_{AW} = 10 kPa/(l/s)

Poč. ΔP = 40 cm H_2O

Nastavení ventilátoru se v průběhu experimentu neměnilo.

Model ventilátoru a pacienta



PCV … R_{vent} je malý, p je malý
VCV … R_{vent} je velký, p je velký

Odpor

Odpor

rezistance, fyzikální veličina (Pa.s/L)
reálná hodnota komplexní impedance R=Re[Z]

rezistor, pneumatická součástka mající jako svou popisnou charakteristiku rezistanci R

Rezistance X Rezistence

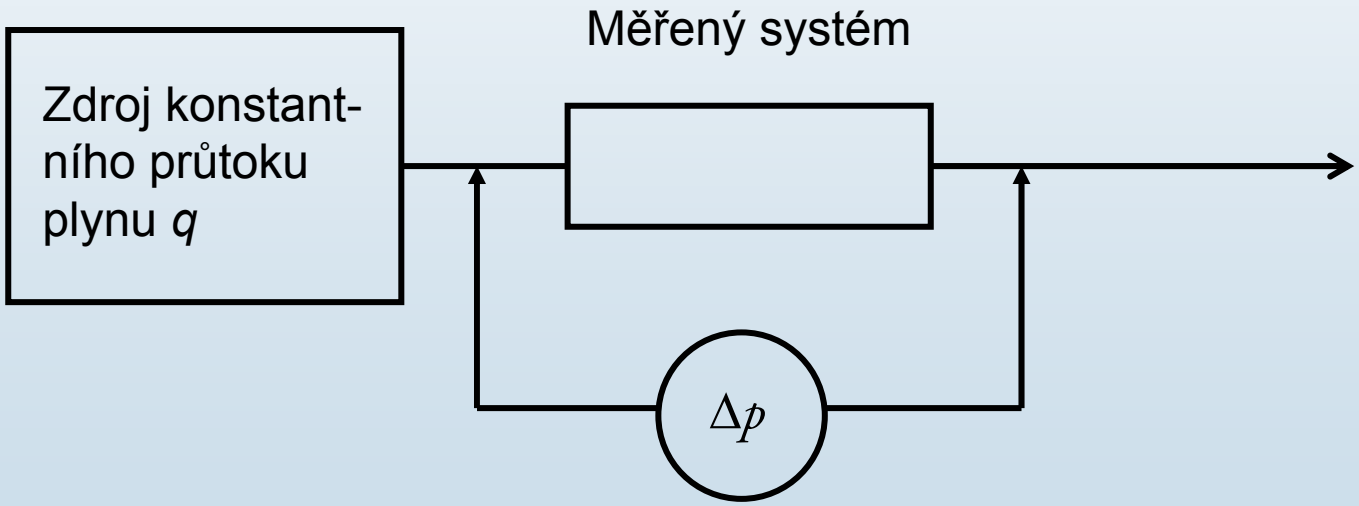
Výhoda zavedení odporu:

tlakově-průtokový popis bez nutnosti znát vnitřní strukturu soustavy (vztah mezi p a q)

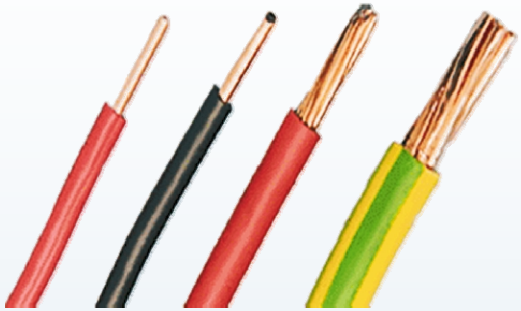
= nevýhoda zavedení odporu...

Definice odporu (rezistance)

$$R = \frac{\Delta p}{q}$$

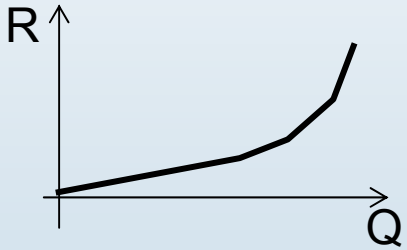


Odpor – elektrické a průtočné systémy



Definice rezistance R: $U = R \cdot I$

$P = R \cdot Q$,
ale R závisí na Q

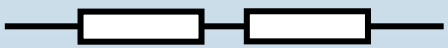


Rezistance ohnuté struktury:

$R = R_0$

$R \neq R_0$

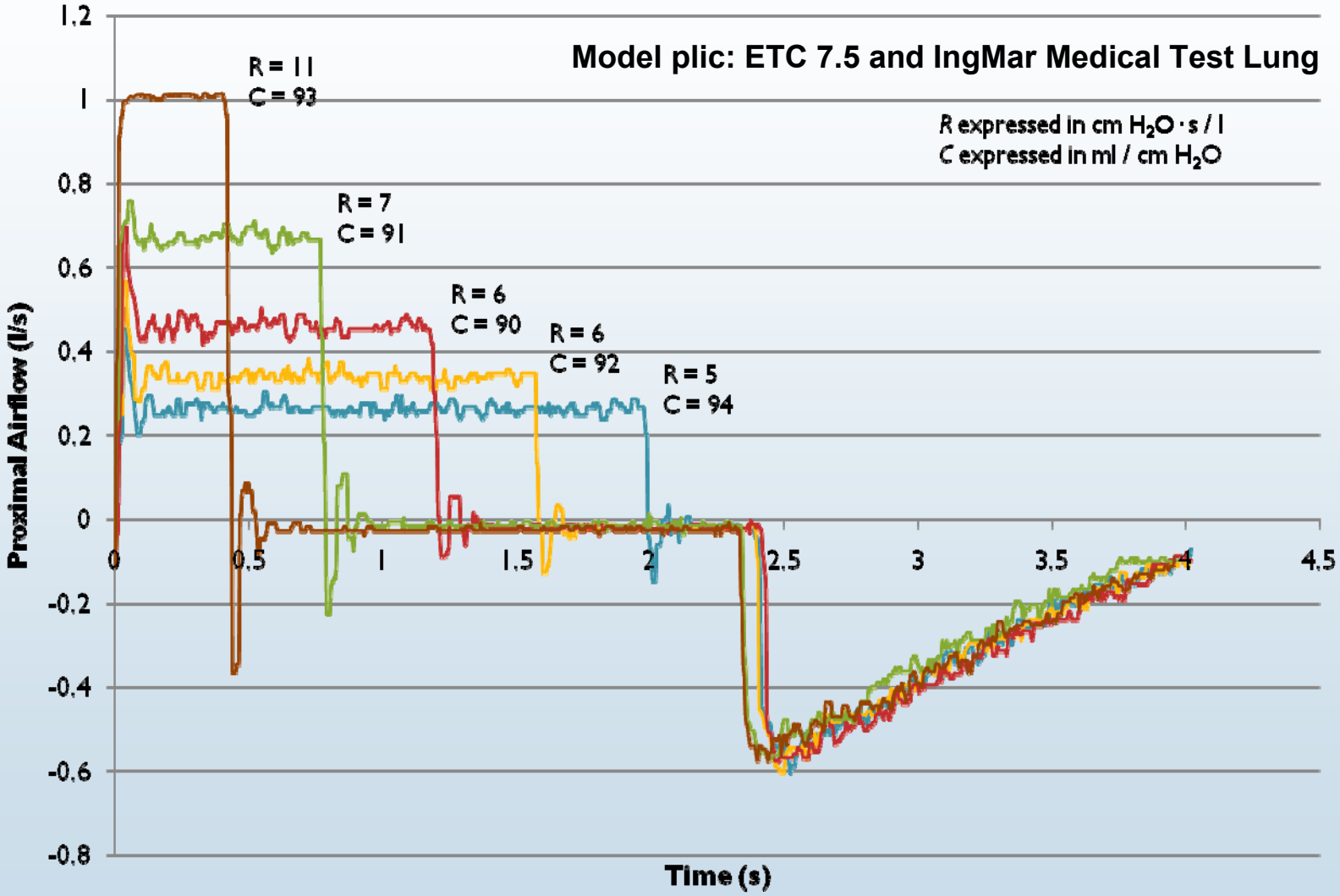
Rezistance sériového spojení struktur:



$R = R_1 + R_2$

$R \neq R_1 + R_2$ *velmi často*

Odpor DC měřený Veolarem



Matejka R, Roubik K: Modelling Of The Respiratory System Using The Non-Linear Model During Mechanical Controlled Ventilation. ANALYSIS OF BIOMEDICAL SIGNALS AND IMAGES, Biosignal-Brno, pp. 297-302, 2010. ISSN: 1211-412X ISBN: 978-80-214-4106-4

Odpor

Uvádět hodnotu odporu jako charakteristiku systému je nutné společně s údajem, při jakém průtoku byl odpor měřen.

Obecně platí: $R = R(q)$

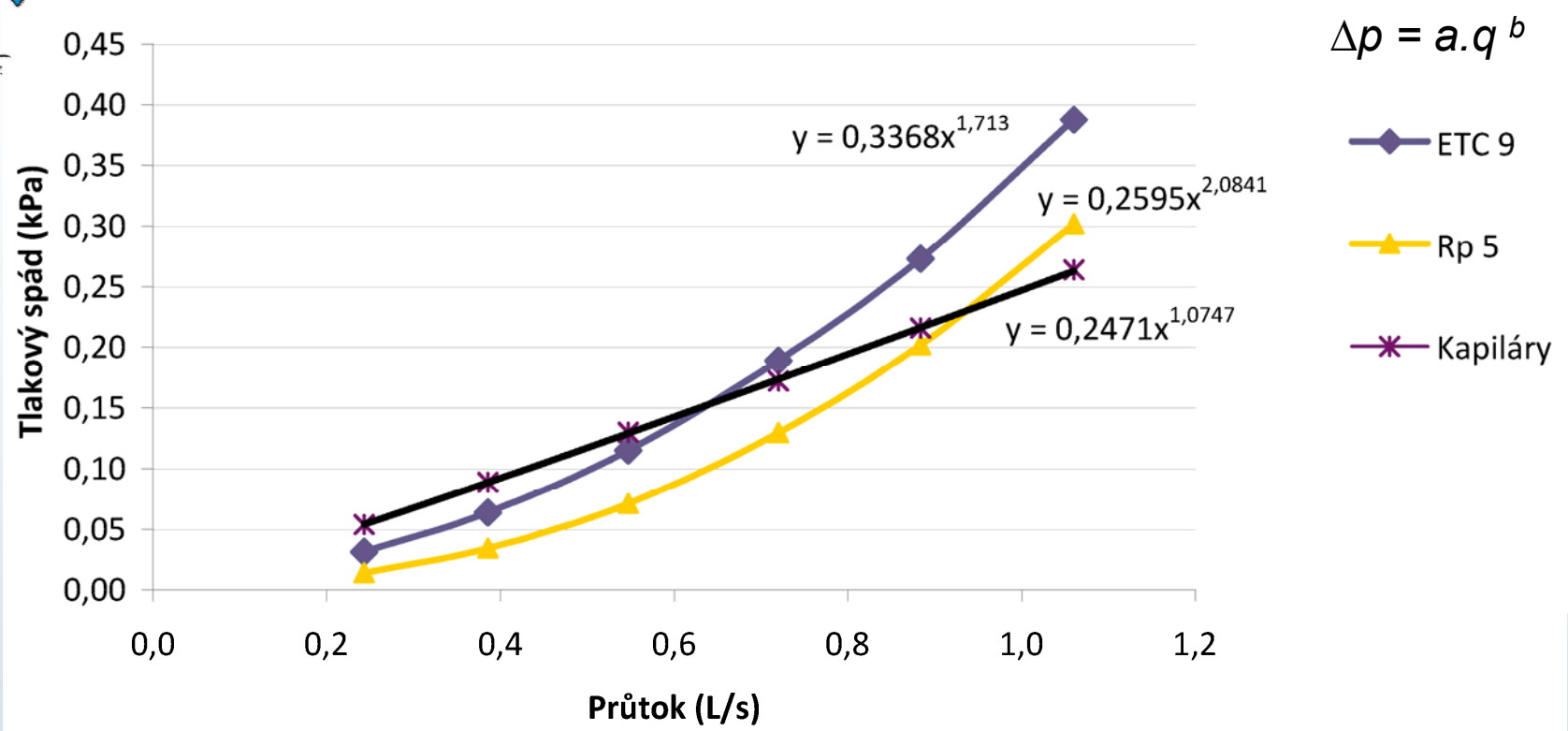
Než jednu hodnotu s průtokem je lepší znázornit velikost odporu R na průtoku q.

To vlastně nahrazuje graf závislosti úbytku tlaku Δp na velikosti průtoku q.

Vhodný popis mocninnou funkcí:

$$\Delta p = a.q^b$$

Odpor komponent



ETC 9 – endotracheální kanyla Curity 9 (Kendall, Mansfield, USA) o vnitřním průměru 9 mm; Rp 5 – parabolický rezistor Rp 5 (Michigan Instruments, Grand Rapids, USA); Kapiláry – lineární odpor vytvořený jako soubor 27 skleněných kapilár dlouhých 100 mm o vnitřním průměru 1 mm

Lineární odpor

Parabolický rezistor

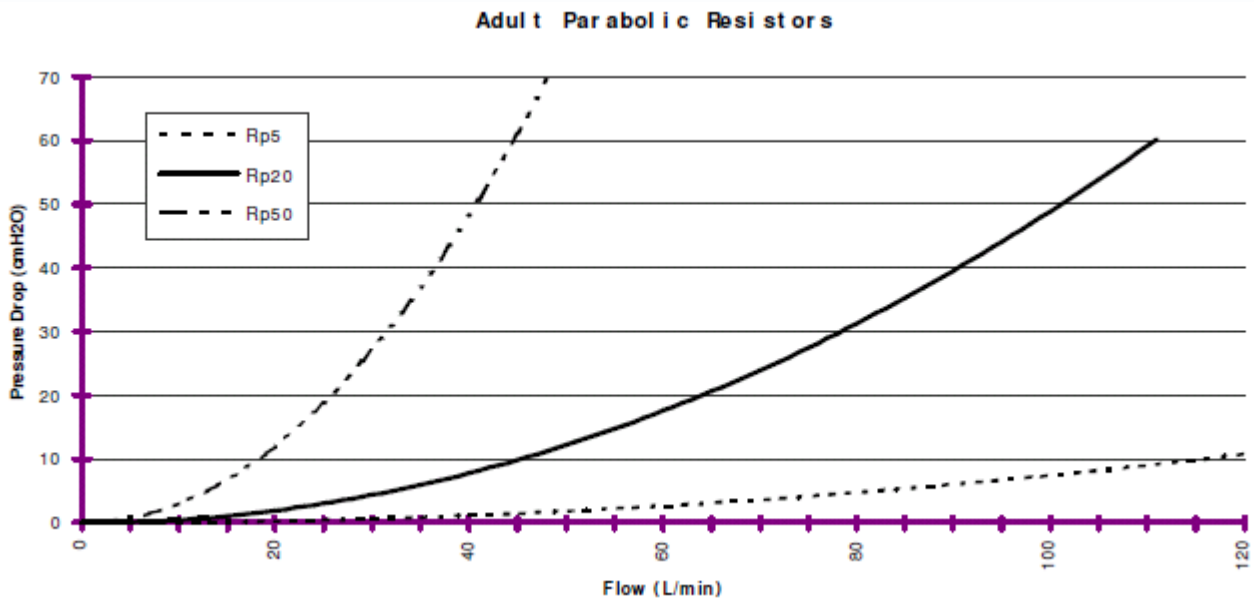
www.michiganinstruments.com

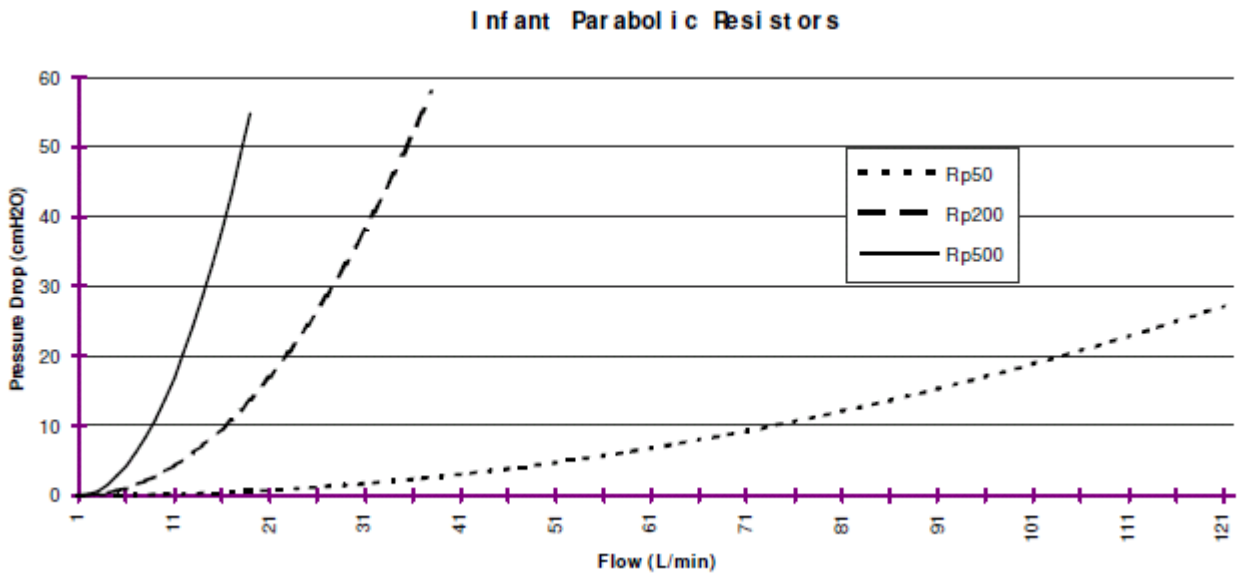
Parabolický rezistor

Parabolic Resistor	Pressure drop (cmH_2O±5%) At Calibration Flow Rates							Corresponding Linear Resistor
Rp500	26.7	50.2	___	___	___	___	___	R500
Rp200	6.1	___	24.4	___	___	___	___	R200
Rp50	___	___	___	6.8	27.2	___	___	R50
Rp20	___	___	___	___	4.4	17.6	___	R20
Rp5	___	___	___	___	___	2.7	10.8	R5
	3.0	4.5	6.0	15.0	30.0	60.0	120.0	
	Flow Rate ($L_{(NTPD)}$/Min±1%)							

www.michiganinstruments.com

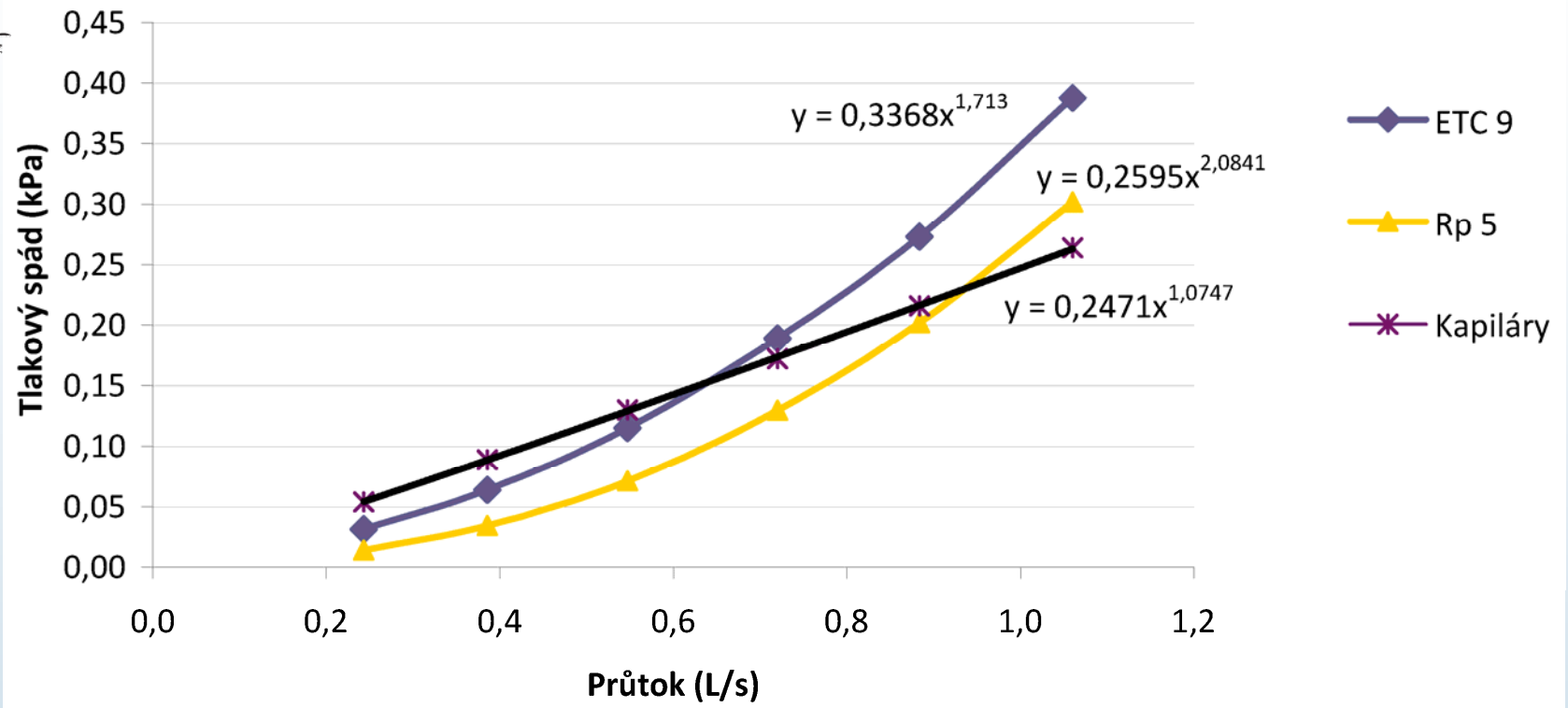
Parabolický rezistor





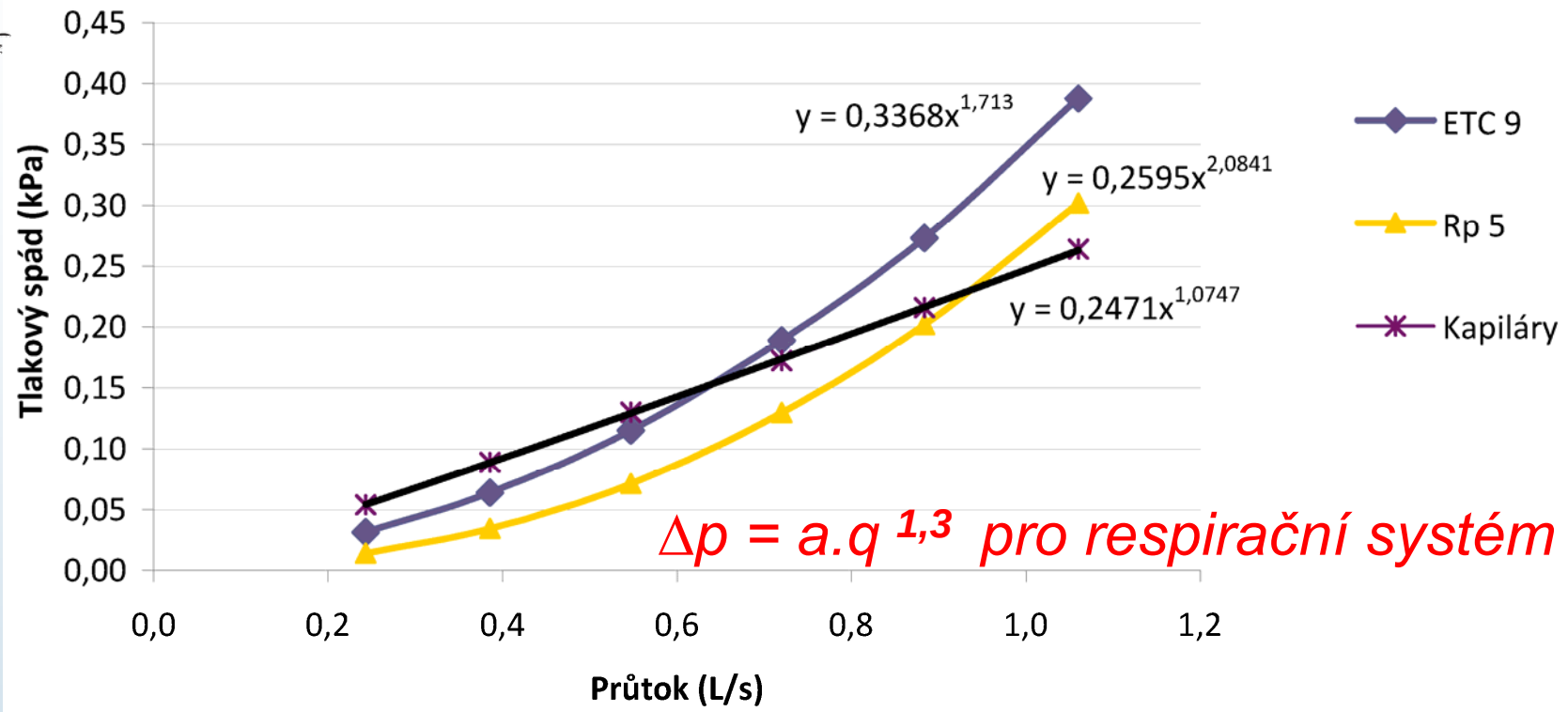
www.michiganinstruments.com

Odpor komponent



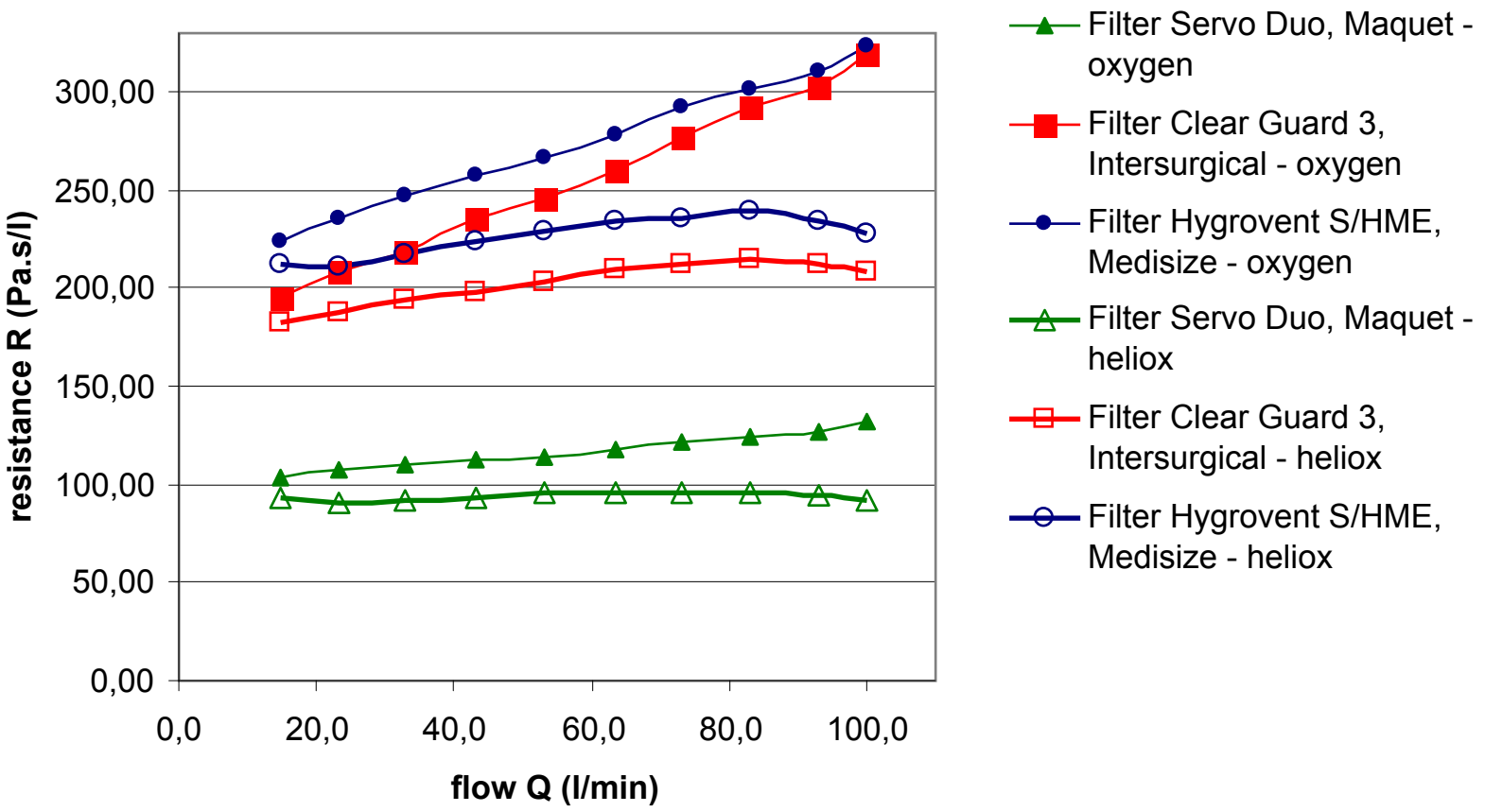
ETC 9 – endotracheální kanyla Curity 9 (Kendall, Mansfield, USA) o vnitřním průměru 9 mm; Rp 5 – parabolický rezistor Rp 5 (Michigan Instruments, Grand Rapids, USA); Kapiláry – lineární odpor vytvořený jako soubor 27 skleněných kapilár dlouhých 100 mm o vnitřním průměru 1 mm

Odpor komponent



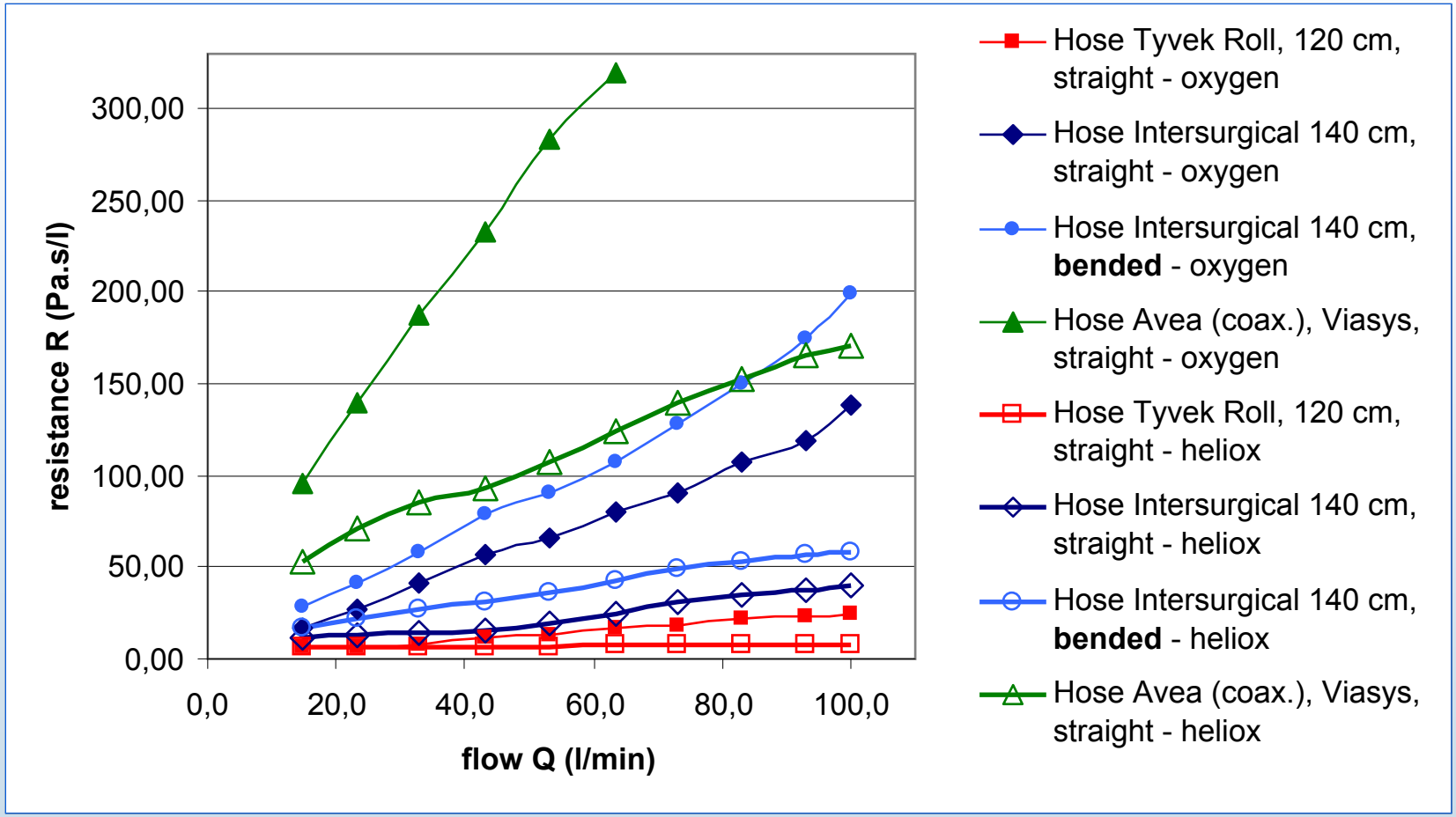
ETC 9 – endotracheální kanyla Curity 9 (Kendall, Mansfield, USA) o vnitřním průměru 9 mm; Rp 5 – parabolický rezistor Rp 5 (Michigan Instruments, Grand Rapids, USA); Kapiláry – lineární odpor vytvořený jako soubor 27 skleněných kapilár dlouhých 100 mm o vnitřním průměru 1 mm

Bakteriální filtry



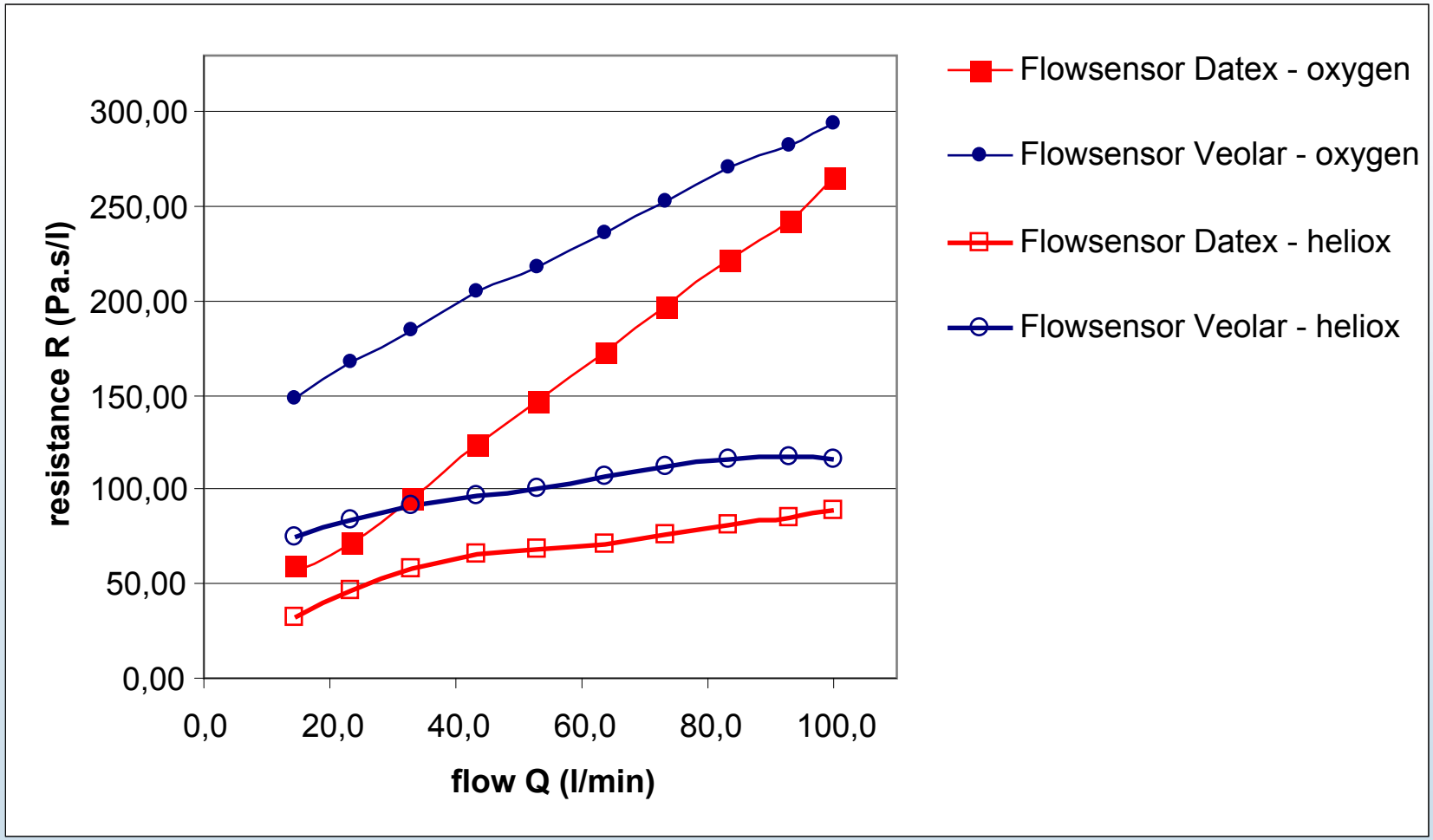
Roubík K, Zazula R, Strnadová A, Zábrodský V, Spálený A, Müller M, Chlumský J, Tyll T.: Spontaneous breathing of heliox using a semi-closed circuit: A bench study. Int J Artif Organs. 2012. doi: 10.5301/ijao.5000088.

Hadice



Roubík K, Zazula R, Strnadová A, Zábrodský V, Spálený A, Müller M, Chlumský J, Tyll T.: Spontaneous breathing of heliox using a semi-closed circuit: A bench study. Int J Artif Organs. 2012. doi: 10.5301/ijao.5000088.

Průtokové senzory

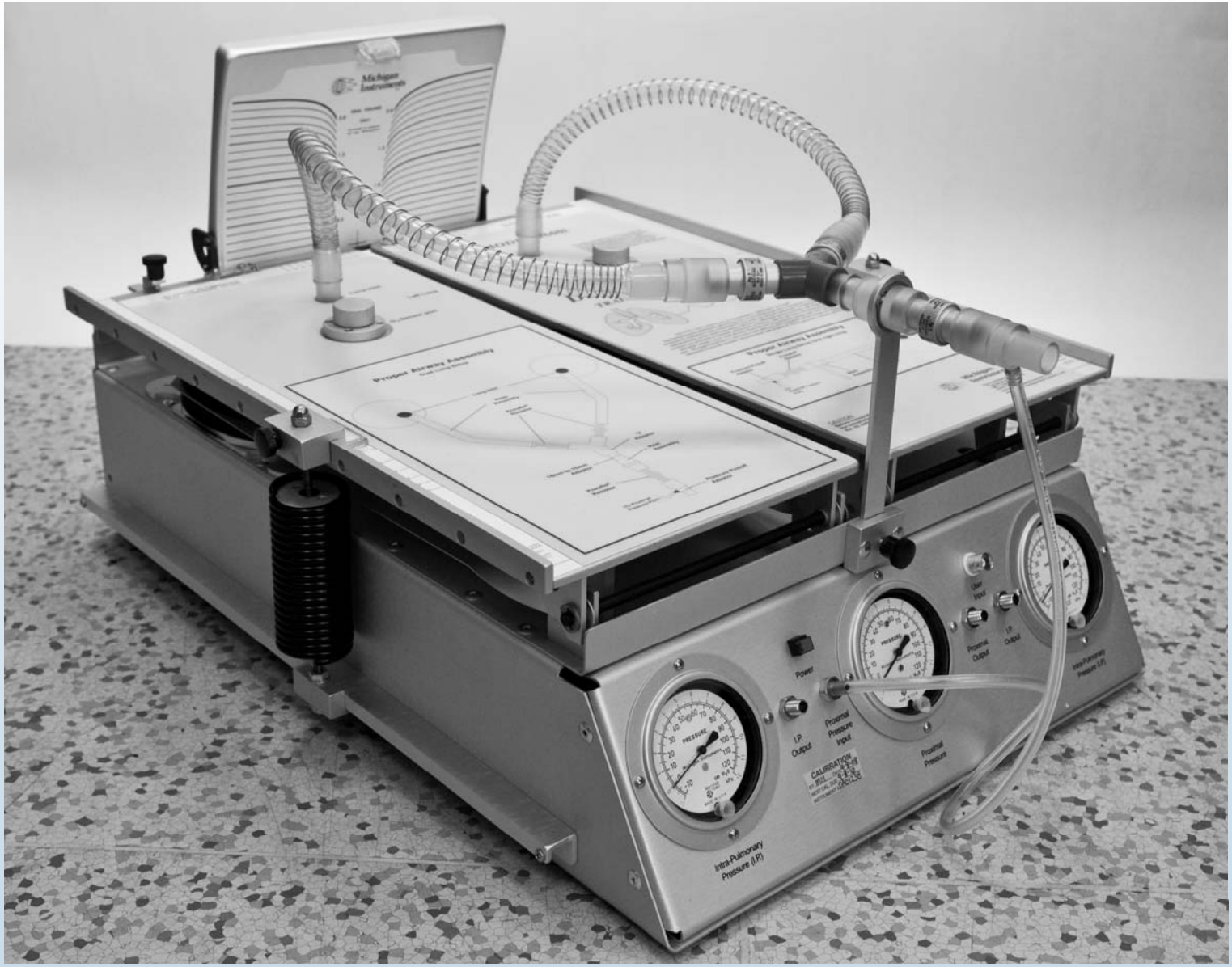


Roubík K, Zazula R, Strnadová A, Zábrodský V, Spálený A, Müller M, Chlumský J, Tyll T.: Spontaneous breathing of heliox using a semi-closed circuit: A bench study. Int J Artif Organs. 2012. doi: 10.5301/ijao.5000088.

Model RS

Resistance at flow, volume
mbar / L / s
600 mL
Leak
intmedical
SmartLung™ Adult
Compliance mL / mbar
10
20
30

Model RS


Proper Airway Assembly
Power
I.P. Output
Proximal Pressure Input
Proximal Pressure
Intra-Pulmonary Pressure (I.P.)

Na čem odpor závisí?

Vlastnosti tekutiny (hustota, viskozita, stlačitelnost)

Vlastnosti soustavy (rozměry, tvar, povrch)

Vlastnosti proudění

Helium a heliox

- Heliox 21 (79% He + 21% O2),
- Heliox 30 (70% He + 30% O2)

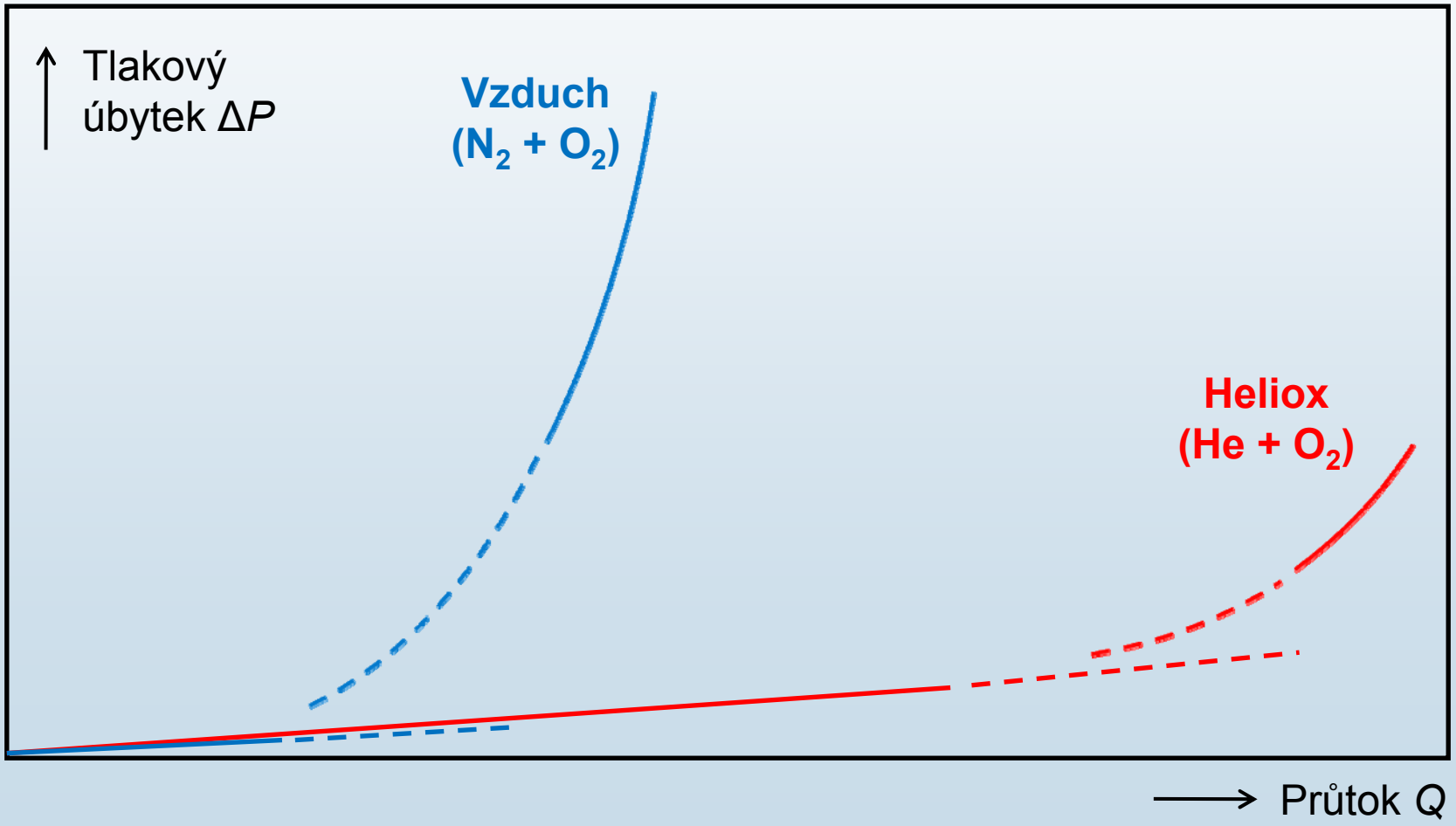
Plyn	Hustota (g/l)	Viskozita (Pa.s)
O_2	1.429	21.14
He	0.179	20.18
80 % N_2, 20 % O_2 (VZDUCH)	**1.293**	**18.85**
80 % He, 20 % O_2 (HELIOX)	**0.429**	**20.36**
70 % He, 30 % O_2	0.554	20.47
60 % He, 40 % O_2	0.678	20.75

Tlakový úbytek v trubici (= odpor)

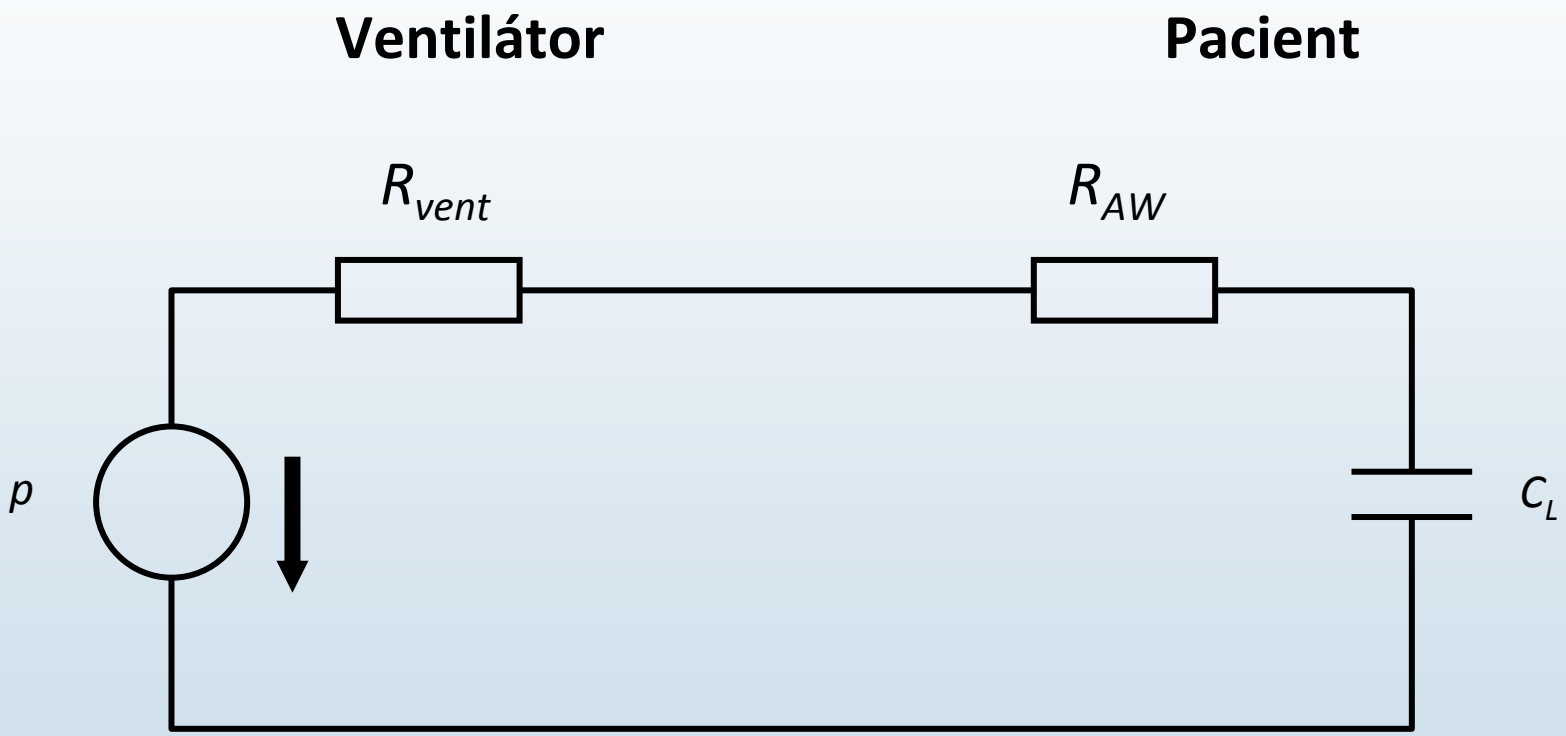
$$Re = \frac{\rho v r}{\eta}$$

Laminární: $\Delta P = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \cdot Q$

Turbulentní: $\Delta P = \frac{\rho l}{4\pi r^5} \cdot Q^2$

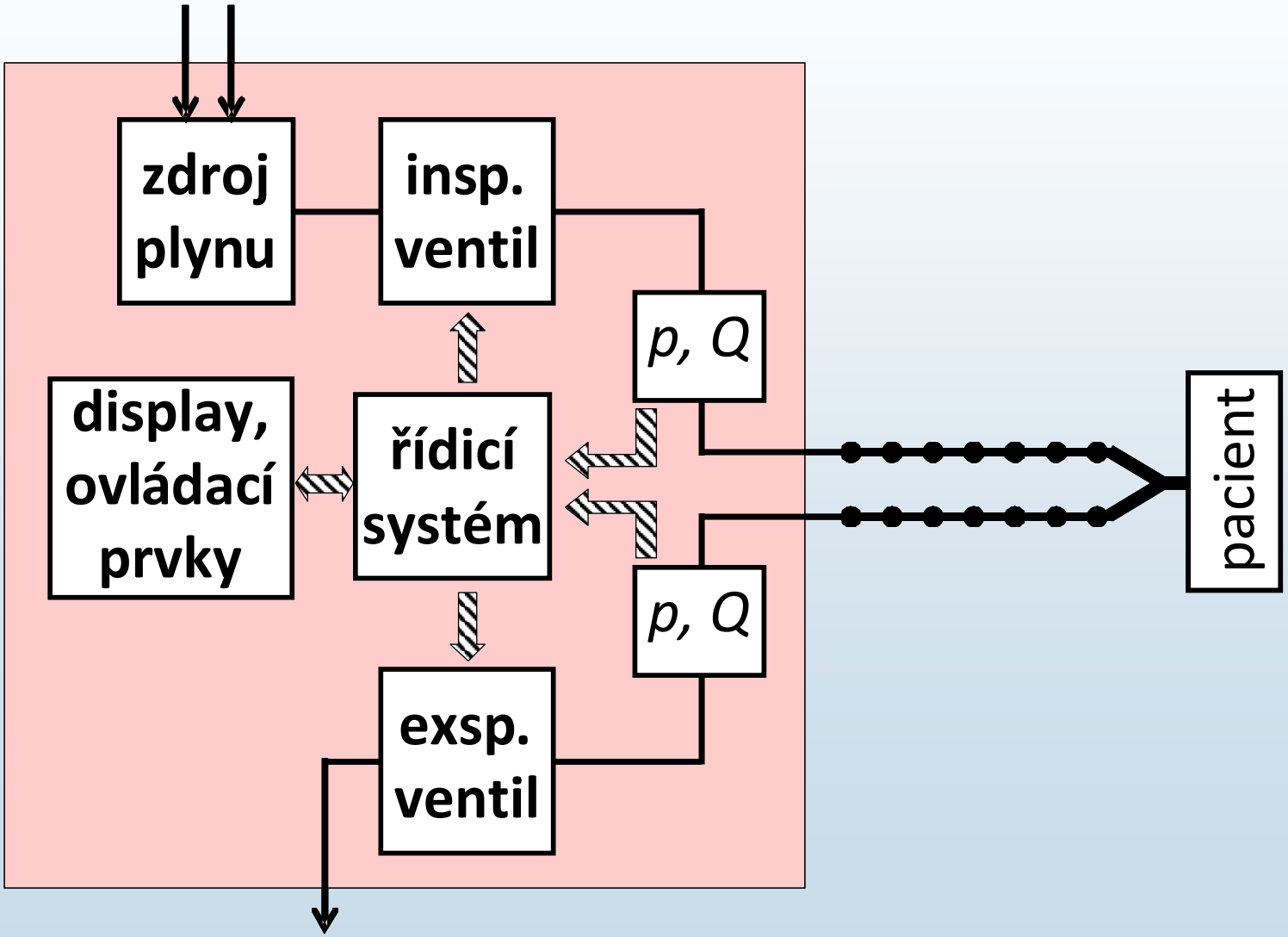


Model ventilátoru a pacienta



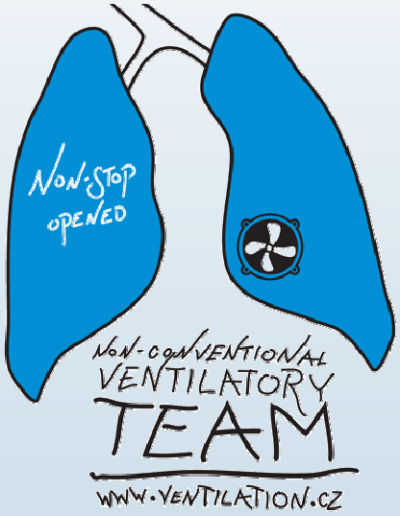
PCV … R_{vent} je malý, p je malý
VCV … R_{vent} je velký, p je velký

Obecné schéma ventilátoru



Plné texty použitých článků jsou na adrese www.ventilation.cz.

Děkuji
za pozornost

roubik@fbmi.cvut.cz

www.ventilation.cz