

# Dýchání

vaclav.hampl@lf2.cuni.cz

<http://fyziologie.lf2.cuni.cz>

<http://vh.cuni.cz>



UNIVERZITA KARLOVA  
2. lékařská fakulta



1



„I vytvořil Hospodin Bůh člověka, prach ze země, a **vdechl** mu v chřípí **dech** života. Tak se stal člověk **živým** tvorem.“

(Genesis 2, 7)

„A Hospodin Bůh utvořil z **žebra**, které vzal z člověka, ženu a přivedl ji k němu.“

(Genesis 2, 22)



2

## Kyslík

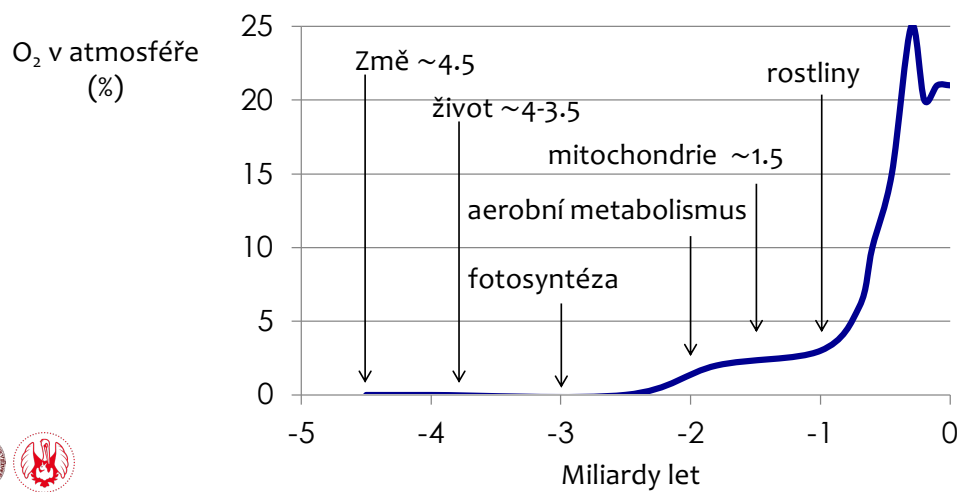
Joseph Priestley 1774

(Antoine Laurent Lavoisier ?)

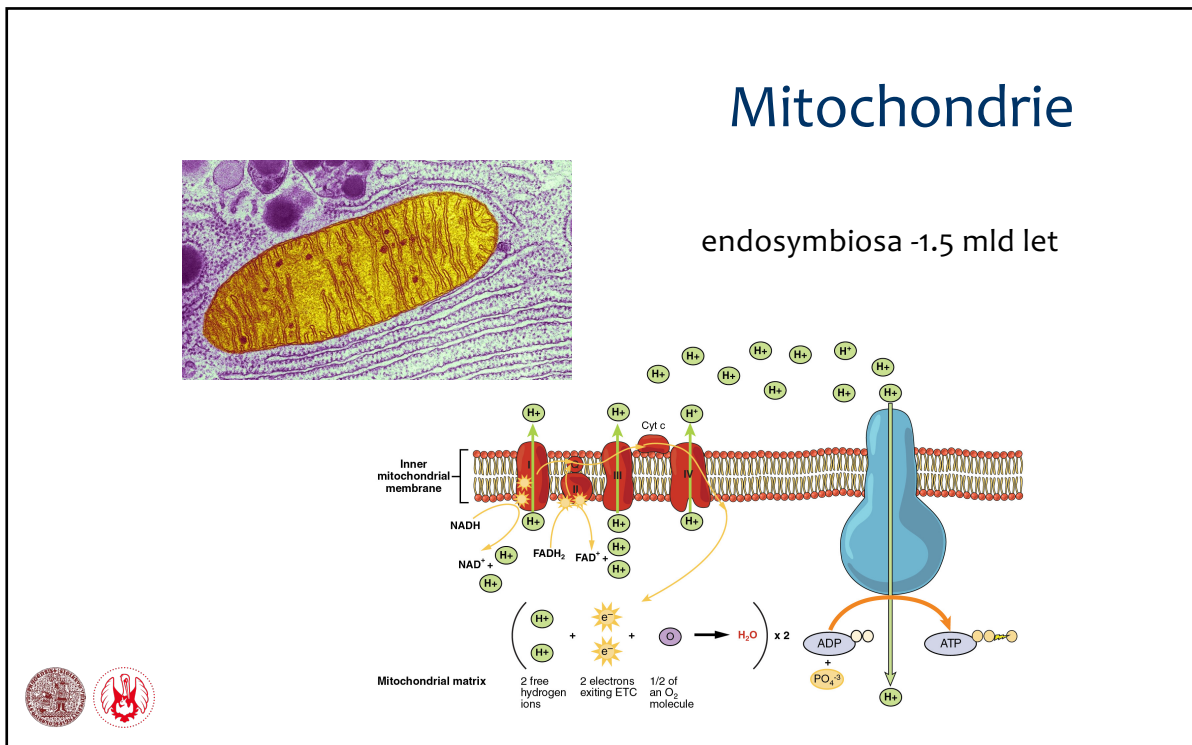


3

## O<sub>2</sub> v atmosféře poměrně nedávno



4



6

## Transport O<sub>2</sub> (a CO<sub>2</sub>)

- malé organismy – **difuze**
  - krátká difusní dráha
  - velká plocha vzhledem k objemu
- větší organismy – difuze + vedení (**kondukce**)
- kondukce u vodních organismů – přivádění vody k difusnímu povrchu (O<sub>2</sub> ve vodě << ve vzduchu)
- kondukce u suchozemských obratlovců:
  - dýchání
  - cirkulace

7



## Dýchání obratlovců

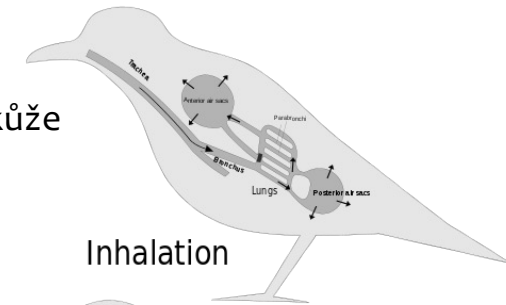
- obojživelníci – „polykání“ vzduchu do plic (přetlak) + kůže



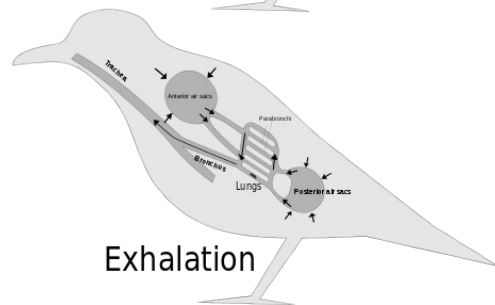
- plazi
  - dinosauři – asi jako dnes ptáci
  - ostatní – podobně jako savci

- ptáci – parabronchy + vzduchové vaky (7-9)

- savci - alveoly



Inhalation

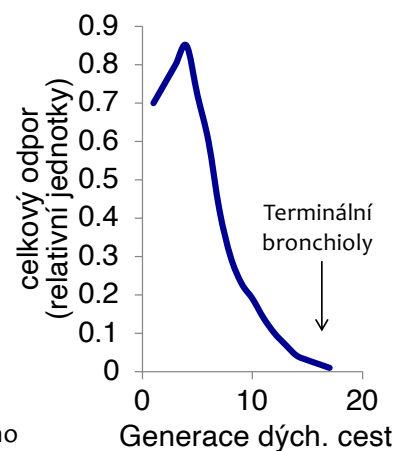


Exhalation

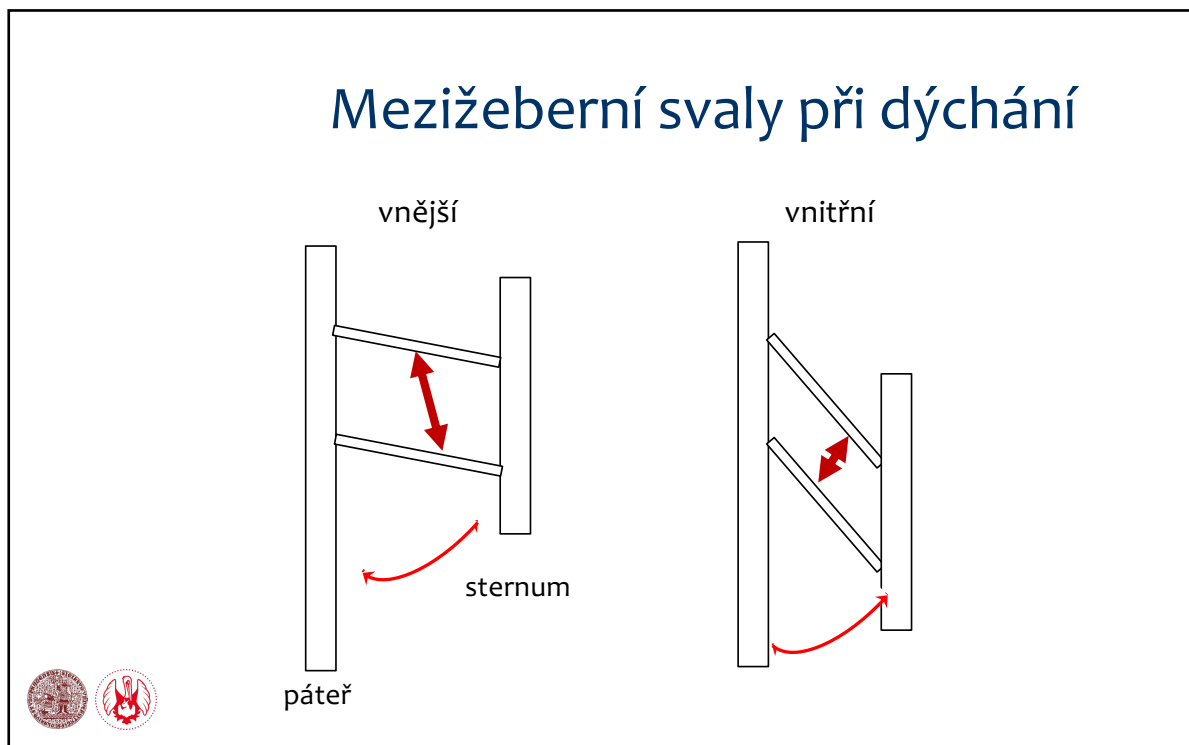
9

## Dýchání u savců

- větvcí se dýchací cesty (→ mrtvý prostor; celkový odpor ↓)
- alveoly (velký povrch)
- difuze (krátká difusní dráha)
- perfuse
- ventilace:
  - nádech aktivní (podtlak)
    - bránice
    - vnější mezižeberní svaly
  - klidový výdech pasivní
    - váha hrudníku, elasticita plic
    - usilovný - vnitřní mezižeberní svaly, břicho



10



11

## Transport plynů v plicích určují

- Plicní ventilace ( $\dot{V}$ )
  - jak se  $O_2$  dostane k alveolokapilární membráně a  $CO_2$  od ní
  - co určuje množství plynu, které se vymění mezi atmosférou a alveoly
    - mrtvý prostor
    - funkční reziduální kapacita (FRC)
- Plicní difúze
  - přechod  $O_2$  a  $CO_2$  přes alveolokapilární membránu
- Plicní perfuze ( $Q$ )
  - jak je krev nasycená  $O_2$ , s malým obsahem  $CO_2$ , z plic odváděna do periferních tkání a přiváděna krev venózní
- Poměr mezi plicní ventilací a perfuzí ( $\dot{V}/Q$ )

13

## Klidová poloha plic (konec výdechu) = funkční reziduální kapacita (FRC)

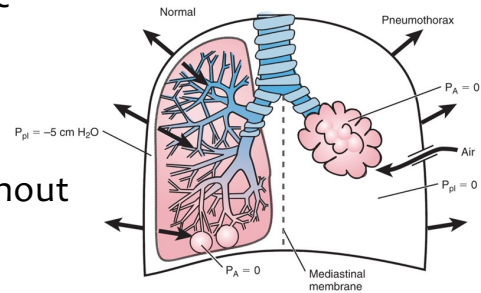
zpětný ráz (elastic recoil) plic

x

tendence hrudníku se rozepnout

⇓

mírný podtlak v interpleurálním prostoru ( $P_{IP} < P_B$ )  
( $P_{IP} \sim -5 \text{ cmH}_2\text{O}$ )



15

## Interpleurální prostor

- tenounký
- vyplněný tekutinou (~8-10 ml)
  - nestlačitelnost – přenos tlaků
- tlak se měří v jícnu
- ze savců chybí jen u slonů  
(pleury spojeny řídkým vazivem)



16



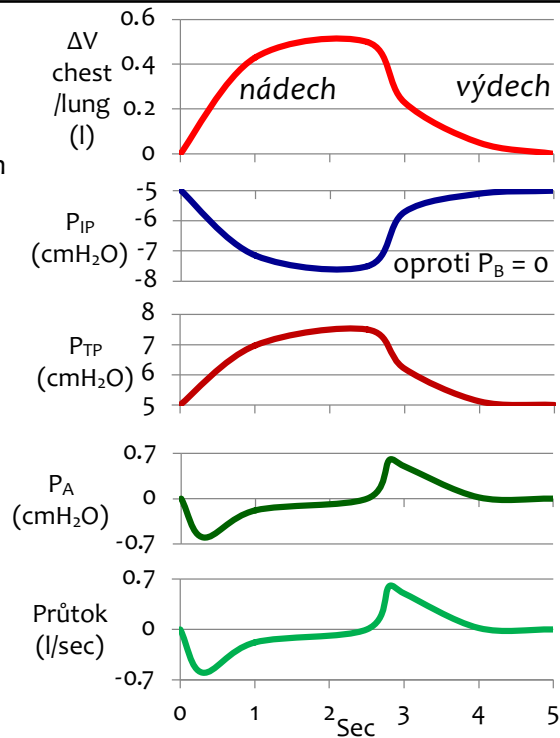
## Dechový cyklus

- interpleurální (pleurální, nitrohrudní, intratorakální) tlak ( $P_{IP}$ ) řízen mozkiem (přes dýchací svaly)
- transpulmonální tlak ( $P_{TP}$ ) =  $P_A - P_{IP}$ 
  - s malým „zpožděním“ sleduje  $P_{IP}$
  - na konci vdechu a výdechu:  $P_{TP} = -P_{IP}$
  - determinuje objem ( $V_L$ )
    - spolu s poddajností ( $V = P / C$ )
- alveolární (intrapulmonální) tlak ( $P_A$ ) =  $P_{IP} - P_{TP}$ 
  - $P_A - P_B$  determinuje průtok
    - spolu s odporem ( $Q = P / R$ )

Na začátku nádechu a výdechu víc energie  
 $\Delta P_{IP}$  na **dynamickou** složku práce (průtok),  
 po zbytek cyklu víc na **statickou** složku ( $V_L$ )



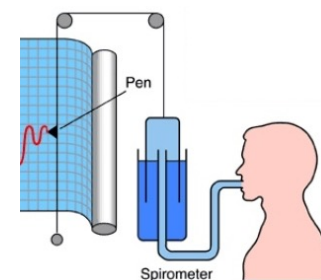
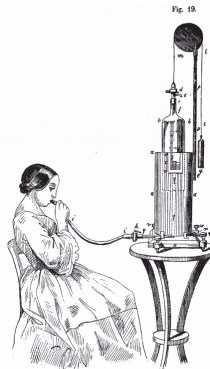
(1 cmH<sub>2</sub>O ~ 0.75 mmHg ~ 0.1 kPa)



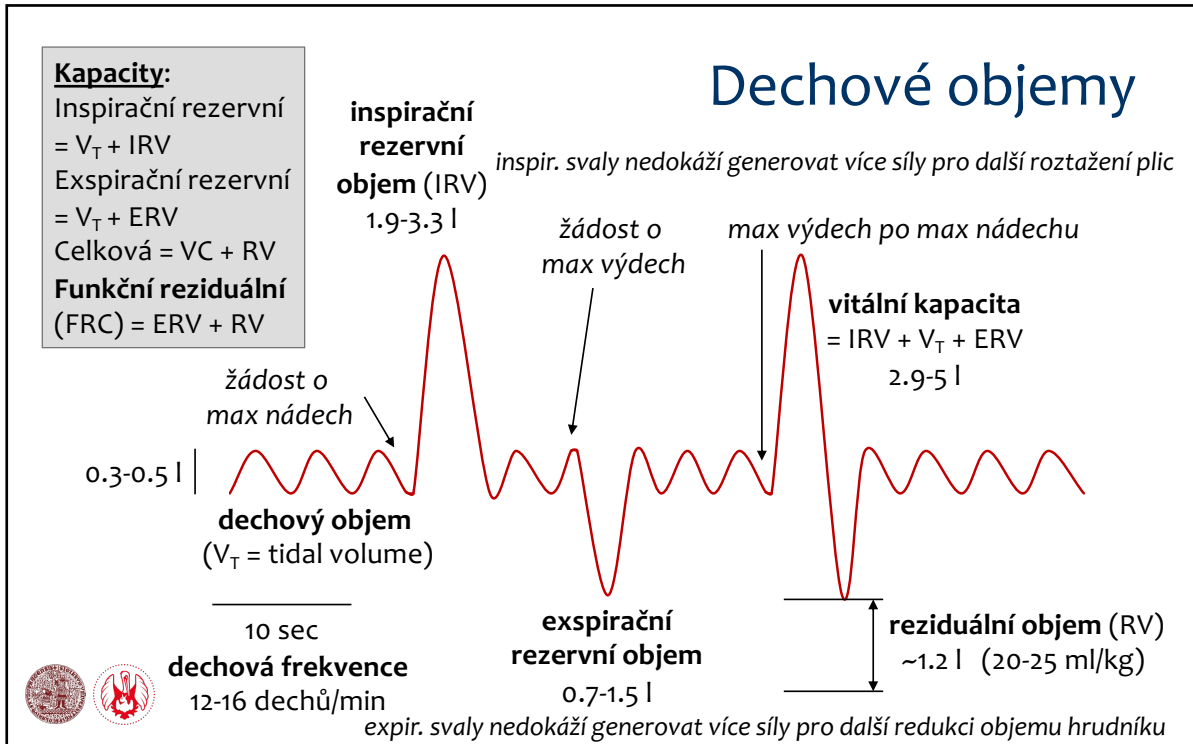
17

## Spirometrie

- Dechové objemy a kapacity („statická“)
- Rychlosti dechového proudu (pneumotachograf) („dynamická“)



19



20

## Měření FRC - manometrická metoda

$P_1 \times V_1 = P_2 \times V_2$  (Boyleův-Mariottův zákon)  
 (resp. stavová rovnice:  $P \times V = nRT$ )

- dýchání zvenku při otevřeném ventilu
- $P_1$  a  $V_1$  na konci klid. výdechu ( $V_1 = FRC$ )
- uzavření ventilu
- malý pokus o nádech ( $\rightarrow \Delta V, \Delta P$ )
- $P_2$  a  $V_2$  ( $P_1 - \Delta P; V_1 + \Delta V$ )
- $P_1 \times FRC = (P_1 - \Delta P) \times (V_1 + \Delta V)$
- $FRC = \Delta V \times [(P_1 - \Delta P) / \Delta P]$
- po max výdechu: RV

Uzávěr dýchacích cest

Celotělový pletysmograf

ventil

Změří i air trapping

21



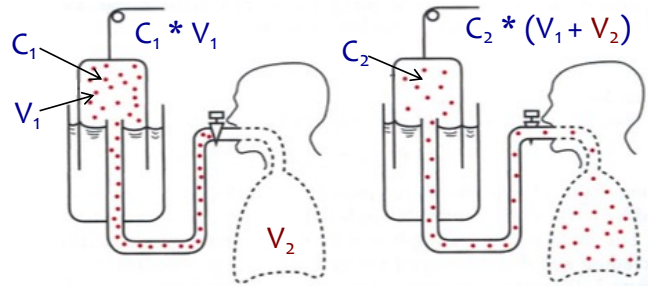
## Měření FRC – diluční metody

$$c_1 \times V_1 = c_2 \times V_2 \quad (= \text{množství})$$

### ■ He diluce

(uzavřená metoda)

- dýchání z a do spirometru se známou počáteční [He] (obvykle 10% v O<sub>2</sub>)
- $C_1 \times V_1 = C_2 \times (V_1 + V_2)$



### ■ vymývání N<sub>2</sub>

(otevřená metoda)

- nadechování ze zásoby O<sub>2</sub>, vydechování do spirometru
- množství N<sub>2</sub>:  $C_P \times \text{FRC} = C_S \times V_S$   
(C<sub>P</sub> = počáteční, C<sub>S</sub> a V<sub>S</sub> = ve spirometru)

*Nezachtí air trapping*

*(ten lze kvantifikovat rozdílem oproti pletysmografu)*

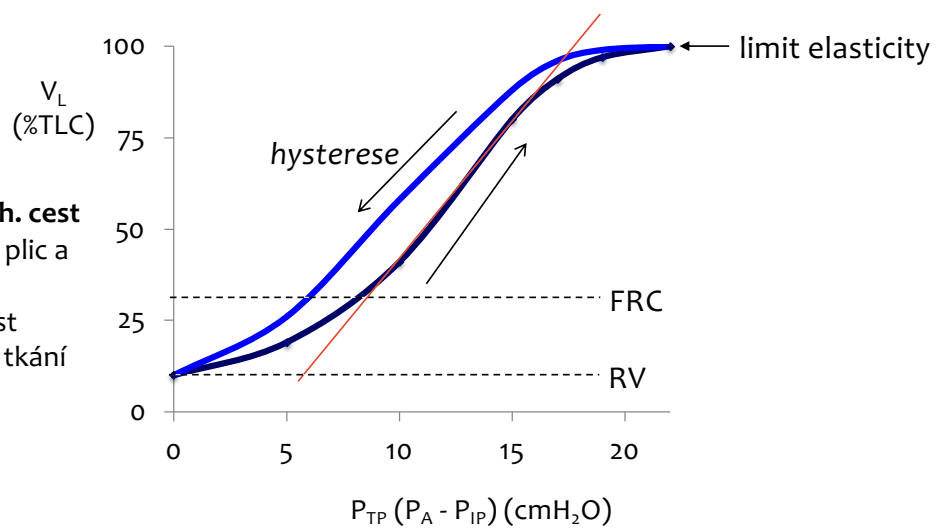


22

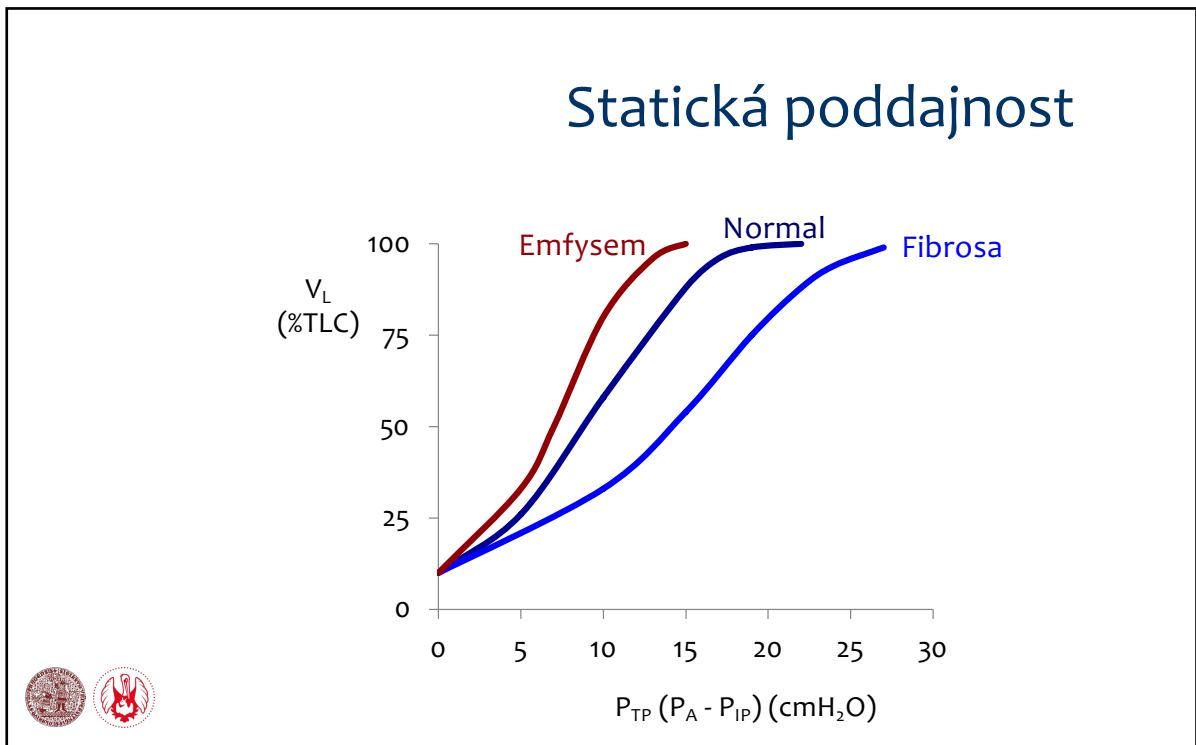
## Statická poddajnost (compliance)

neřeší:

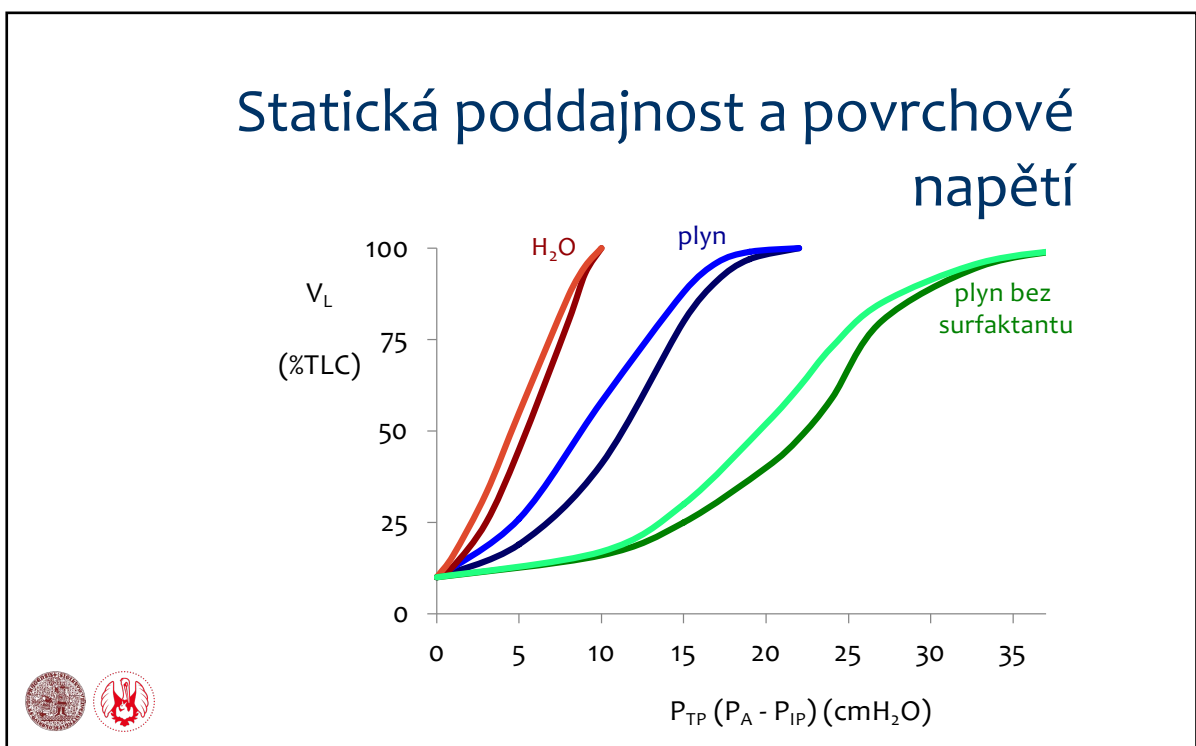
- odpor dých. cest
- tření tkání plic a hrudníku
- setrvačnost vzduchu a tkání



24



26



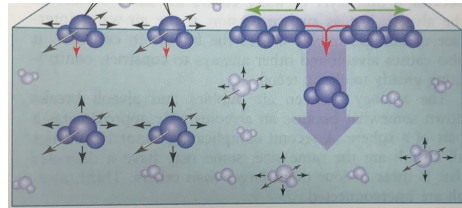
27



Pierre-Simon,  
marquis de Laplace  
(1806)

## Povrchové napětí

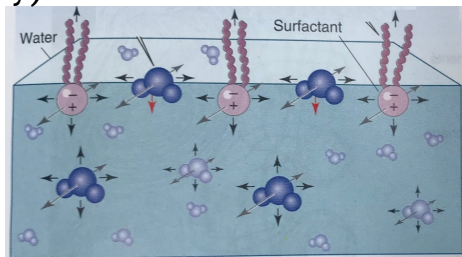
- uvnitř vody na sebe molekuly působí stejně ve všech směrech – vynuluje se to
- na povrchu jen zespodu a z boku – vtahování dovnitř → laterální tah
- na povrchu bubliny jako svěrací kazajka – zvyšuje tlak uvnitř, to brání dalšímu ↓r
- Laplaceův zákon:  $P = 2T/r$
- proto se menší bublina přelije do větší ( $T_1/r_1 = T_2/r_2$  - protože  $P_1 = P_2$ )



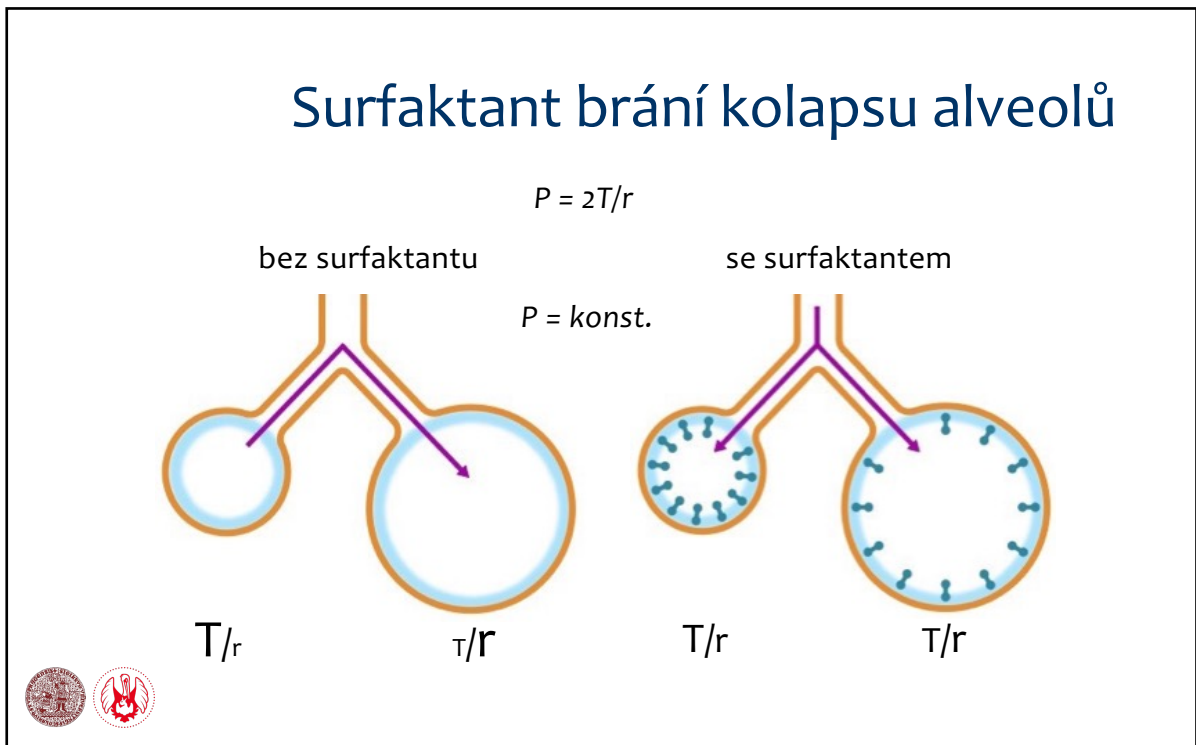
28

## Surfaktant: alveolární buňky II. typu

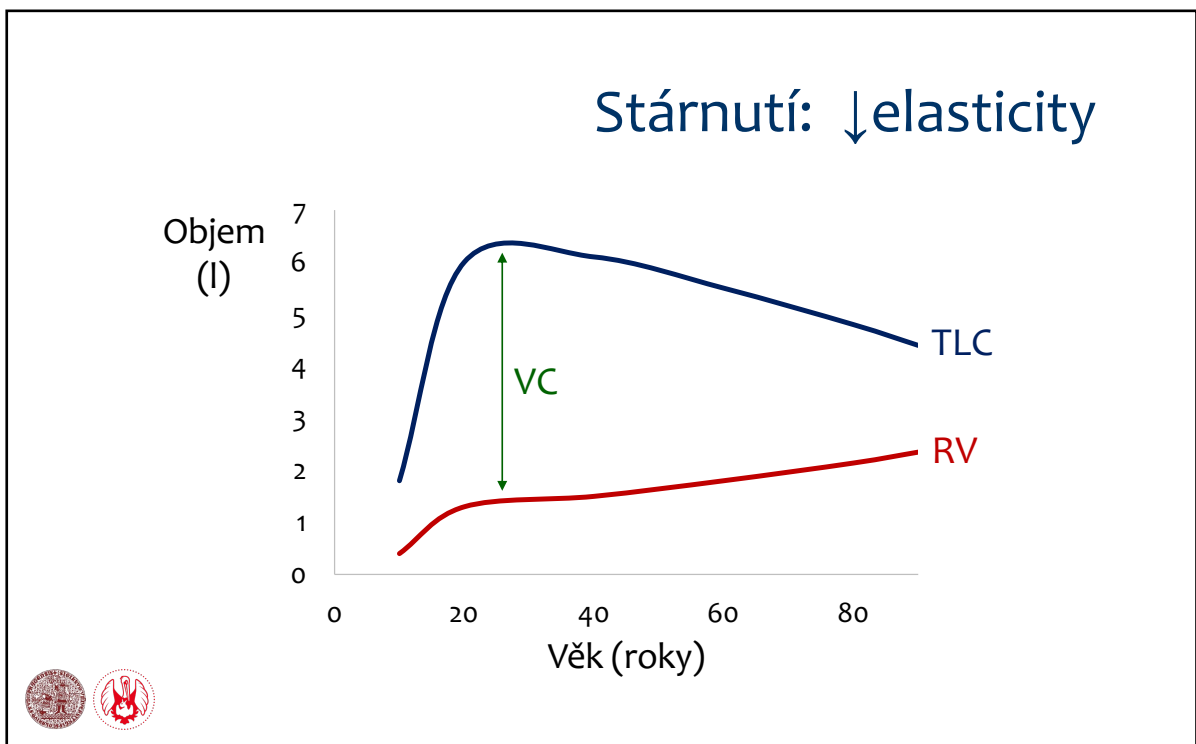
- amfifilní - hydrofobní & hydrofilní skupiny
- hydrofobní skupiny vyčnívají z vodné fáze – táhnou i ven (na rozdíl od molekul vody)
- proteiny ~10%
  - plasmatické (1/2)
  - apolipoproteiny (surfaktantové proteiny SP-A, SP-B, SP-C, SP-D)
- 85% lipidů jsou fosfatidylcholiny
  - nejvíc dipalmitoylfosfatidylcholin (DPPC)
  - fosfatidylglycerol - 11% lipidů



29

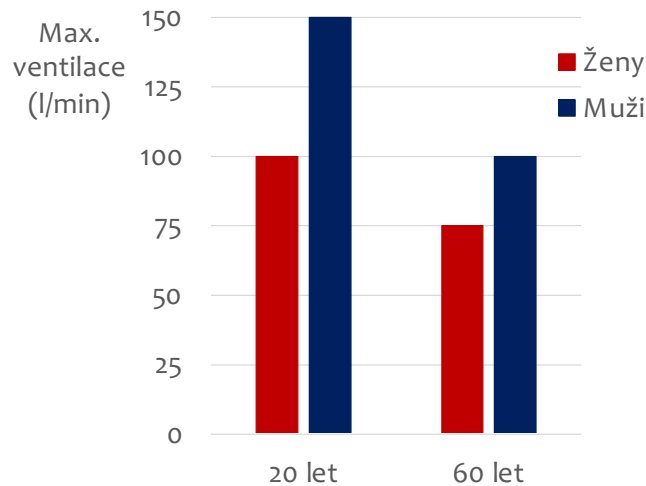


30



31

## Maximální ventilace klesá s věkem



odráží nejen  
poddajnost,  
ale i odpor a  
stav dých. svalů

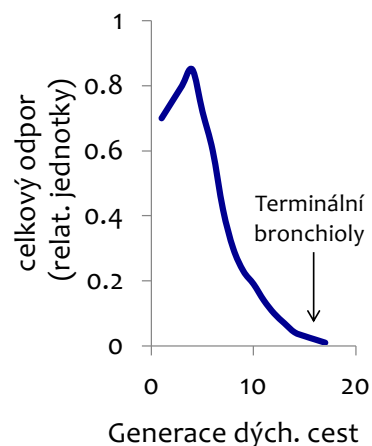


32

## Odpor dýchacích cest

- 1/3 = horní dýchací cesty (nos, pharynx, larynx)
  - pusa dost menší odpor než nos (námaha)
- střední dýchací cesty relativně velký odpor (průtok velký, celkový průsvit ještě celkem malý)
- periferní dýchací cesty celkově malý odpor

paralelní:  $1/R_{tot} = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3 + \dots$   
(vs. sériové:  $R_{tot} = R_1 + R_2 + R_3 + \dots$ )

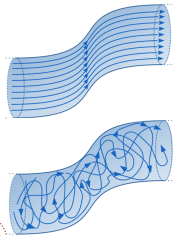


33



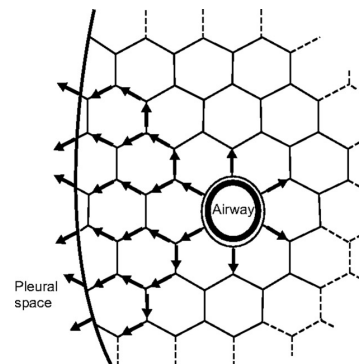
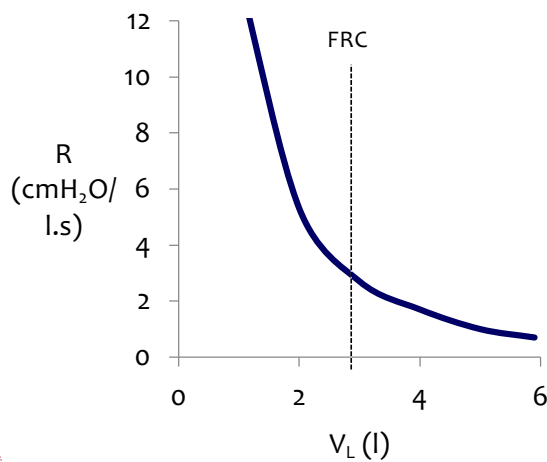
## Turbulentní proudění

- pohyb molekul ve všech směrech → ↑ potřeba energie
- Reynoldsovo číslo:  $Re = 2rvd/\eta$  ( $>2000$  → turbulence)
- větší dýchací cesty:  $Re > 2000$
- malé dýchací cesty:  $Re < 2000$



34

## Odpor dýchacích cest klesá s $V_L$



- ↑ r dýchacích cest při
- ↑  $V_L$  (provázanost tkáně)
- ↑ R při výdechu
- (kolaps bronchiol)

36



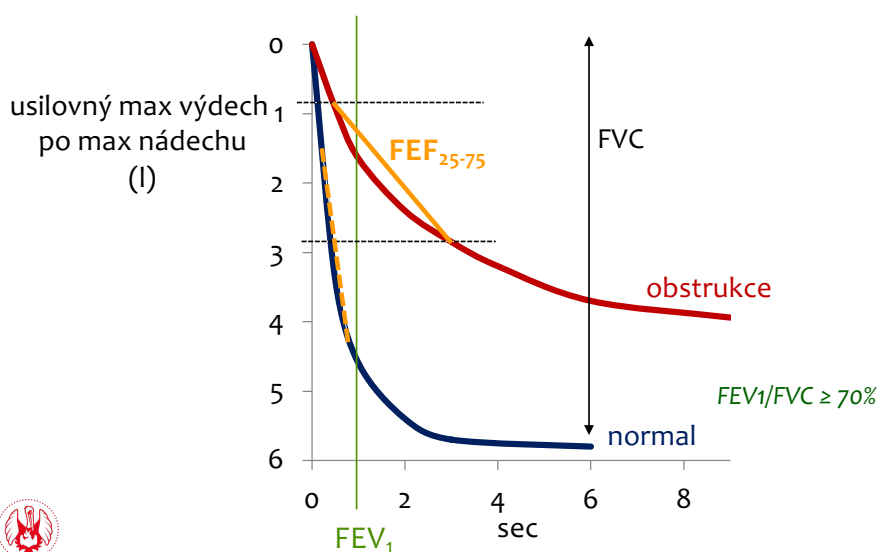
## Regulace odporu dýchacích cest

- vagus – bronchokonstrikce
- sympatikus –  $\beta_2$  dilatace  
(NA slabý agonista, adrenalin silný agonista)
- histamin,... - bronchokonstrikce

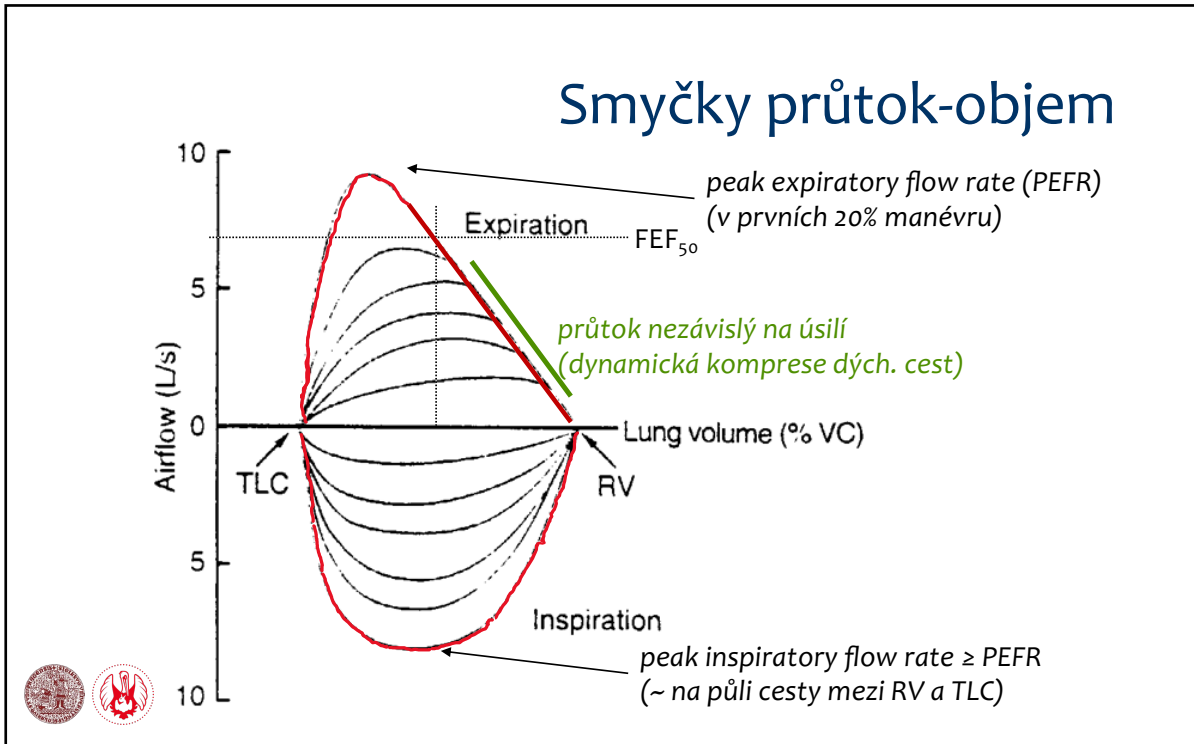


37

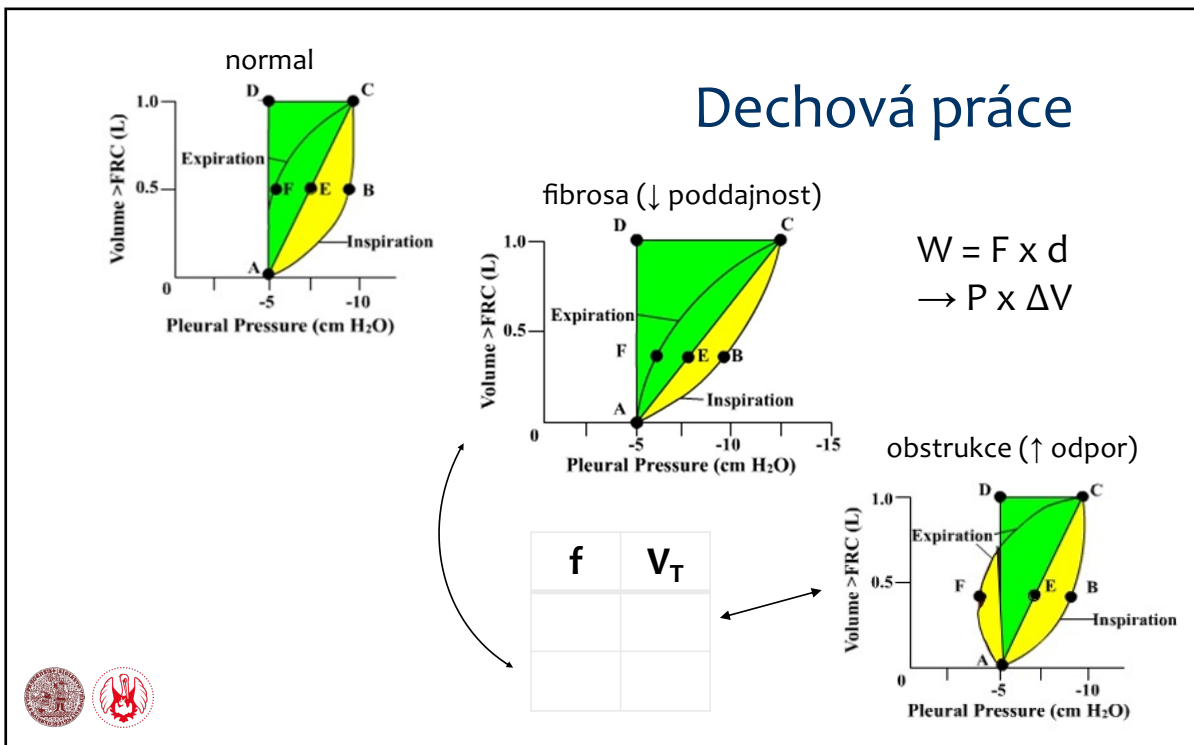
## Spirogram



39

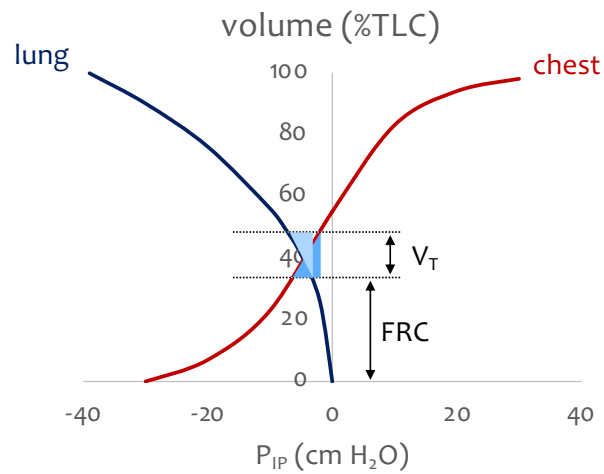


41

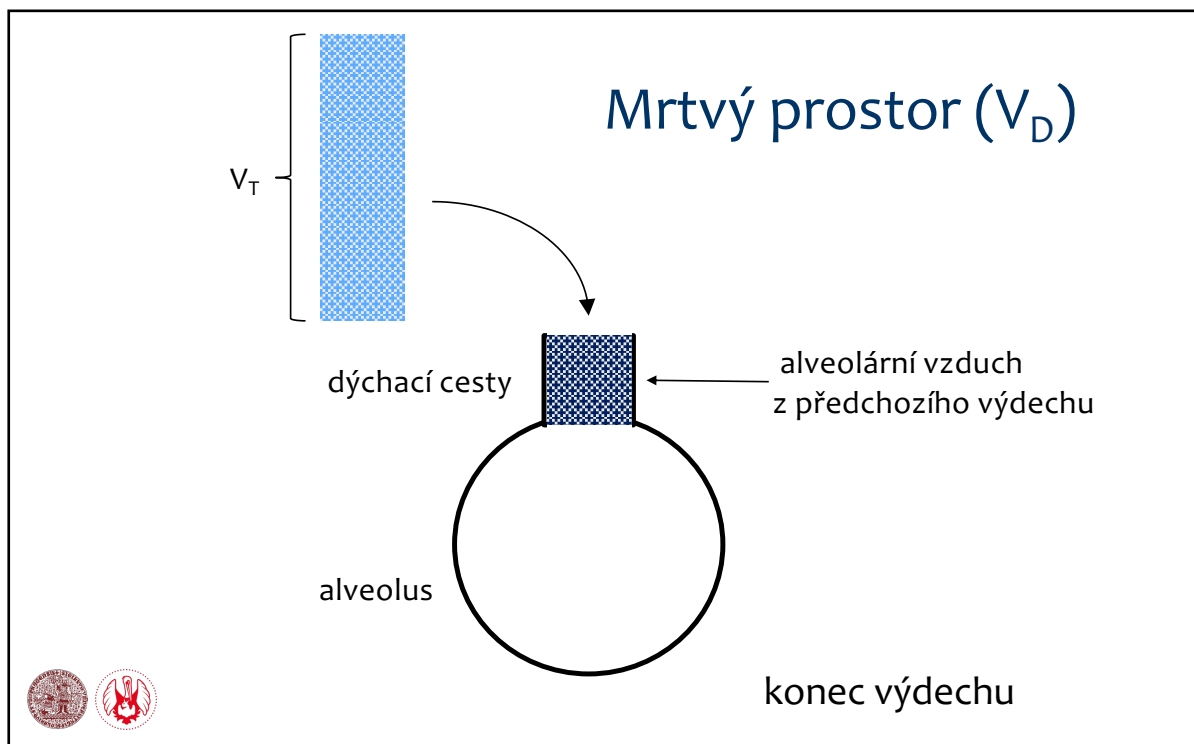


46

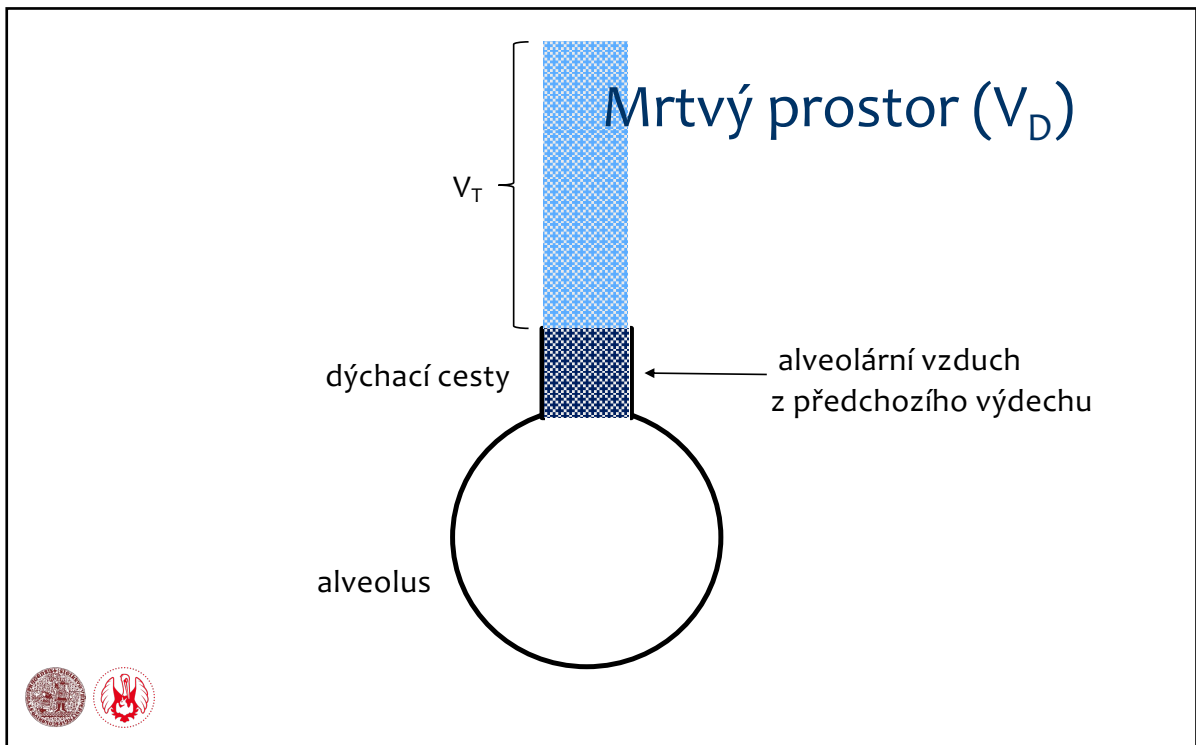
## Dechová práce ( $W = F \times d \rightarrow P \times \Delta V$ )



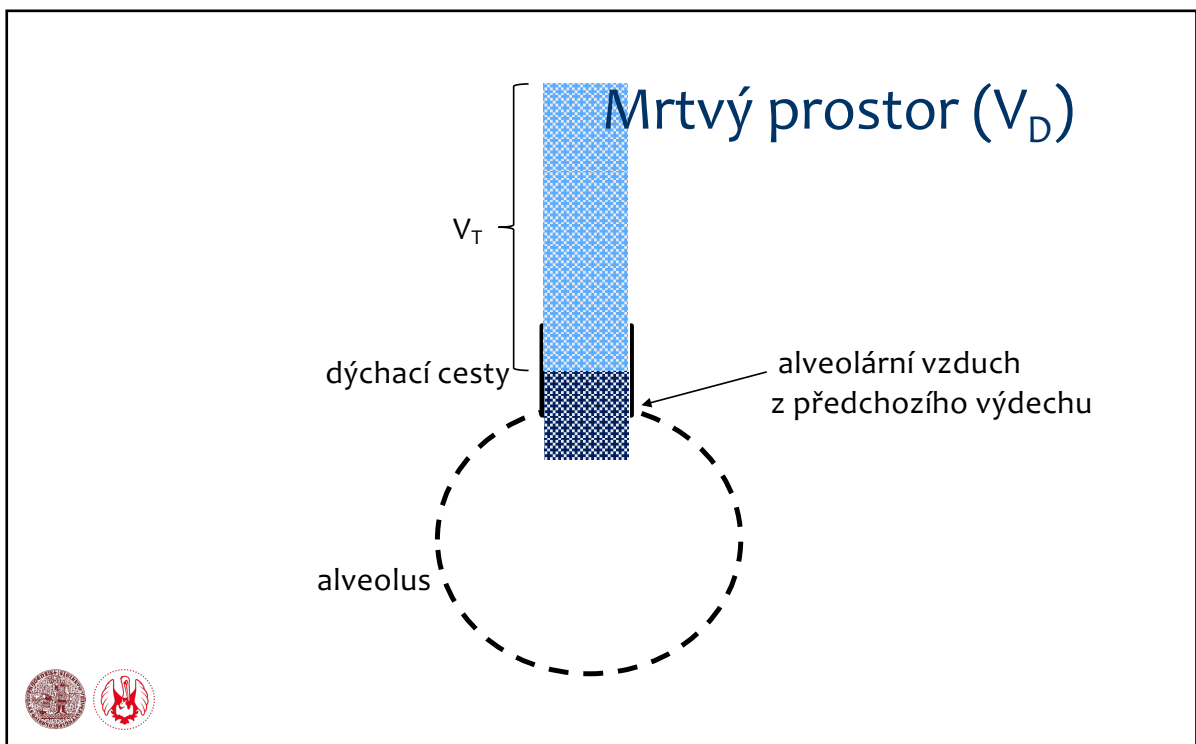
47



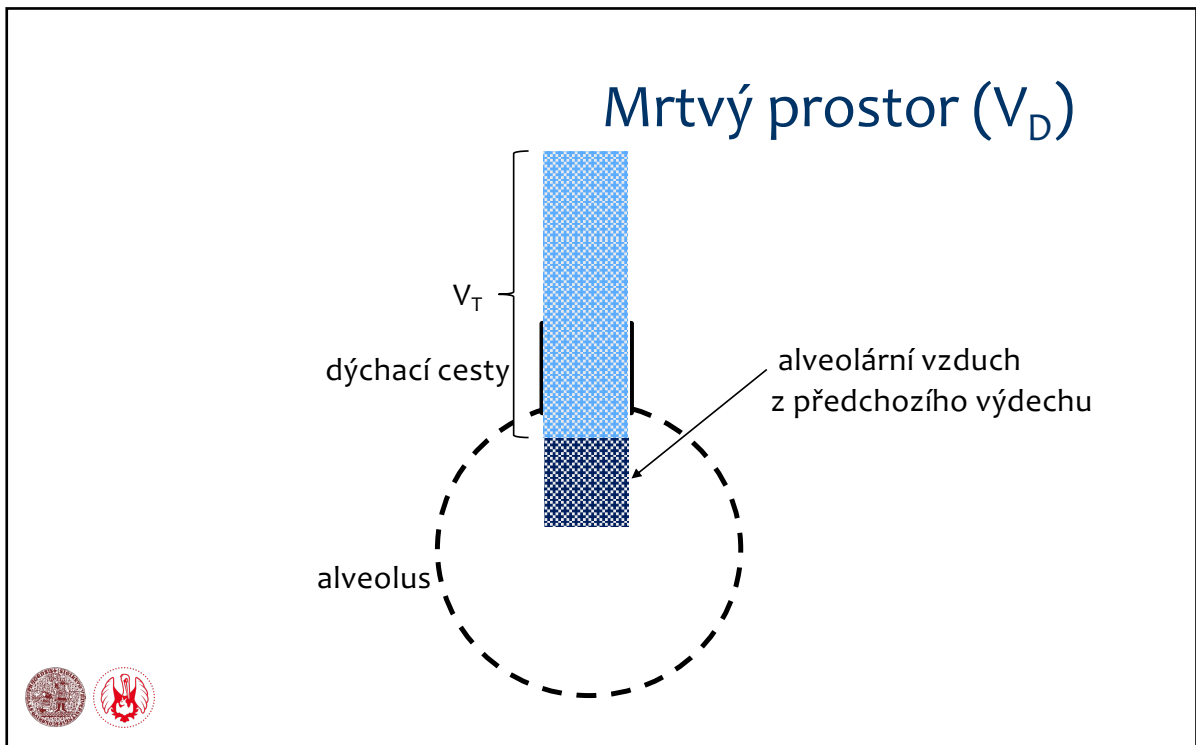
49



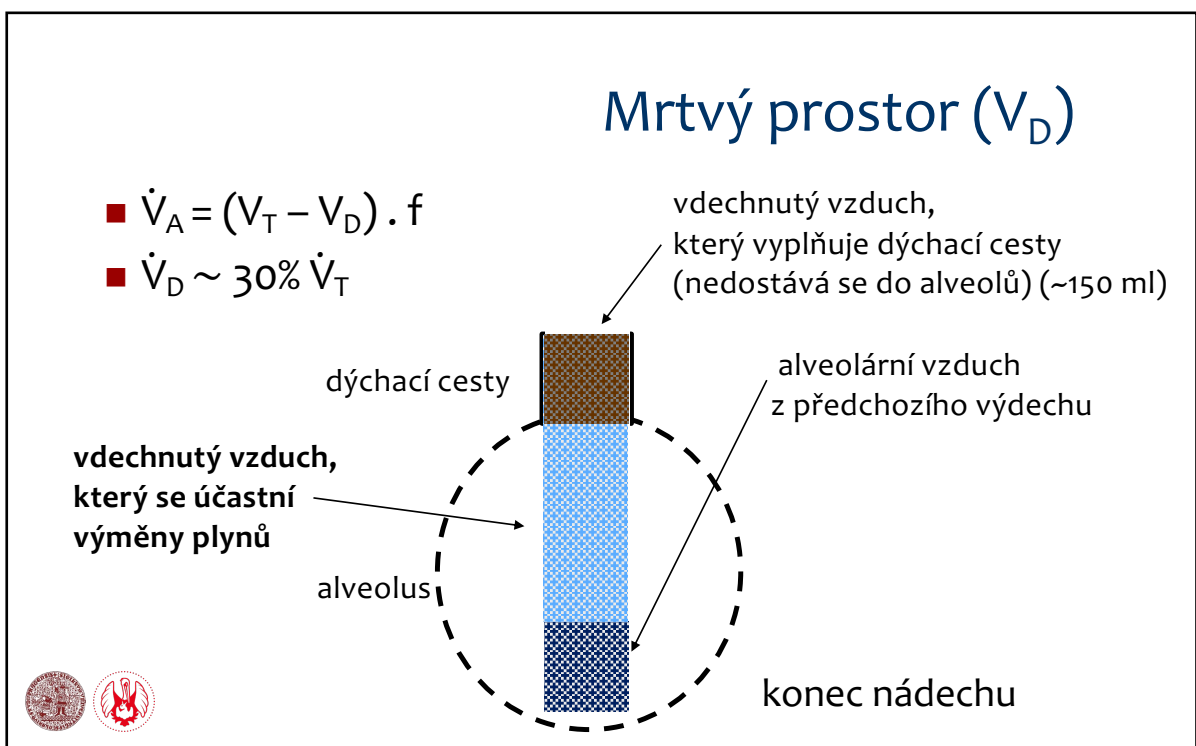
50



51



52



53



## Mrtvý prostor ( $V_D$ )

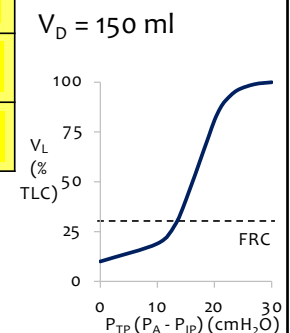
- **objem, který je**
    - ventilovaný,
    - ale neúčastní se výměny plynů
  
  - anatomický
  - funkční
- } fyziologický



54

## Efektivní ventilace závisí na frekvenci a dechovém objemu

Minutová ventilace ml/min	Dechový objem ml	Frekvence dechů/min	Alveolární ventilace ml/min	Ventilace anat. mrtvého prostoru ml/min	Efektivní ventilace %
8000	500	16			



Proč nedýchat minimální frekvencí?

**Dechová práce**



55

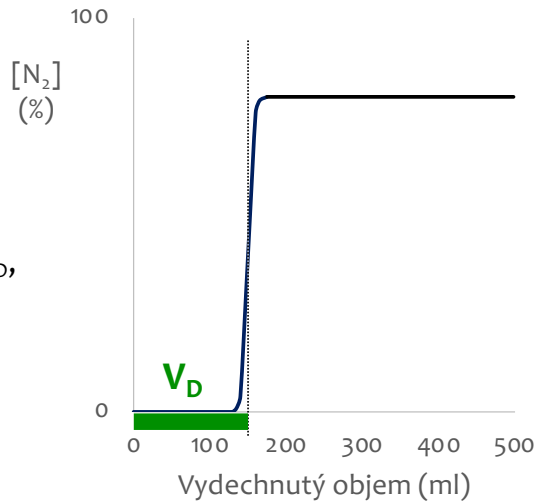




Ward S. Fowler  
1948

## Měření $V_D$ : Fowler

- single-breath  $N_2$  washout
  - nádech 100%  $O_2$  (0%  $N_2$ )
  - při výdechu nejdřív 0%  $N_2$  z  $V_D$ , pak směs z alveolů
- exhalovaný  $[CO_2]$ 
  - prakticky 0%  $CO_2$  při nádechu



59



Christian Bohr  
1891

## Měření $V_D$ : Bohr

smíšený exhalovaný  $CO_2$  ( $P_{ECO_2}$ ) =  $CO_2$  z  $V_D$  +  $CO_2$  z  $V_A$

→ čím  $\uparrow V_D$  tím víc  $CO_2$  z  $V_D$  (=0) „ředí“  $CO_2$  z  $V_A$

$V_D/V_T = (P_{ACO_2} - P_{ECO_2}) / P_{ACO_2}$  (Bohrova rovnice)

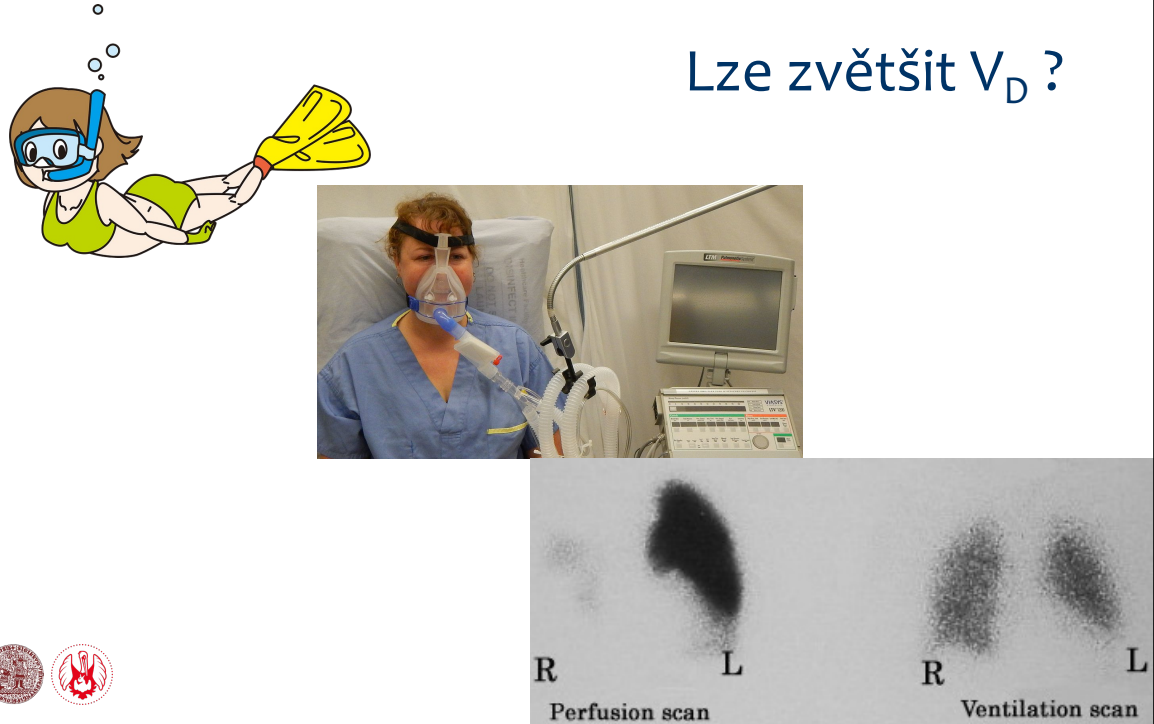
t.j.  $V_D = V_T \times (P_{ACO_2} - P_{ECO_2}) / P_{ACO_2}$

↑  
konec výdechu (nebo  $P_{aCO_2}$ )



60

Lze zvětšit  $V_D$  ?



R L Perfusion scan R L Ventilation scan

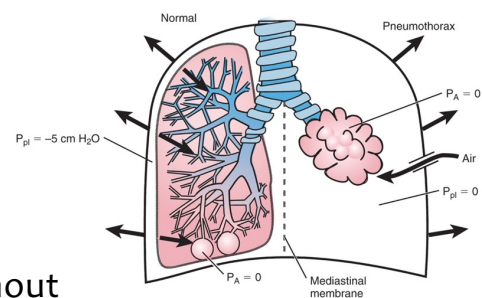
62

## Klidová poloha plic (konec výdechu) = FRC (RV + ERV)

zpětný ráz (elastic recoil) plic

X

tendence hrudníku se rozepnout



FRC ~2.5 l (vs.  $V_T$  ~ 0.5 l &  $V_T - V_D$  ~ 350 ml)

63

## Proč FRC/RV?

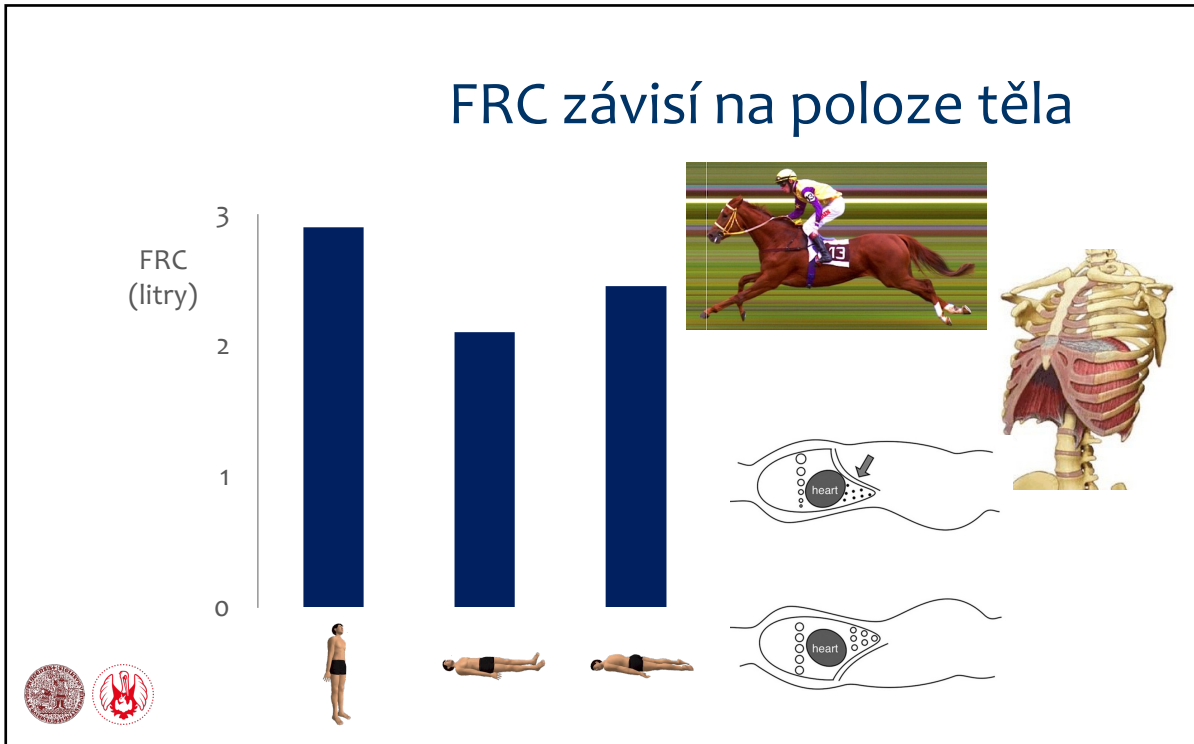
- brání kolapsu dých. cest a alveolů (→ poddajnost)
- vyrovnává výkyvy  $P_{aO_2}$  během dech. cyklu (perfuse stálá → relat. stabilní  $P_{aO_2}$ )

Také proto hyperventilujeme spíše zvýšením inspirace

64

## FRC ↓ v těhotenství

67



68



69

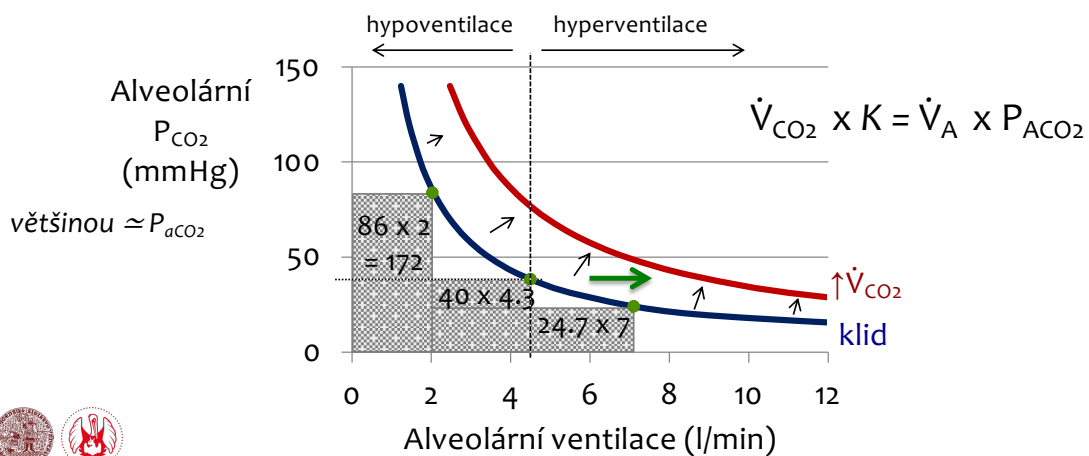
## Alveolární ventilace musí odstranit všechny CO<sub>2</sub> vytvořený v těle

- v klidu  $\dot{V}_{CO_2} \sim 200$  ml/min
- $\dot{V}_A \sim 5250$  ml/min (350 x 15)  
 $\Downarrow$
- 200 ml CO<sub>2</sub> v 5250 ml alveolárního plynu  $\rightarrow \sim 3.8\%$
- $\dot{V}_A = K \times \dot{V}_{CO_2} / P_{ACO_2}$  (K = 0.863)  
 (rovnice alveolární ventilace)
  - možnost měřit  $\dot{V}_A$  ( $P_{ACO_2} \sim P_{aCO_2}$ )



72

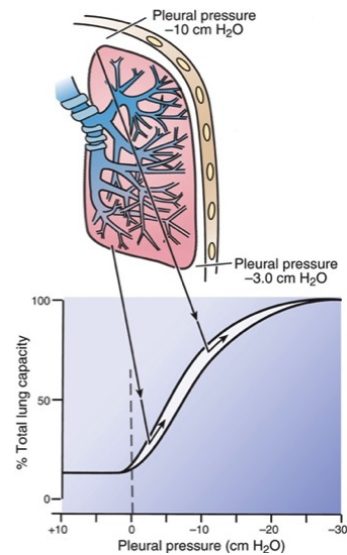
## Respirační hyperbola: k udržení $P_{ACO_2}$ při $\uparrow \dot{V}_{CO_2}$ musí $\uparrow \dot{V}_A$



73

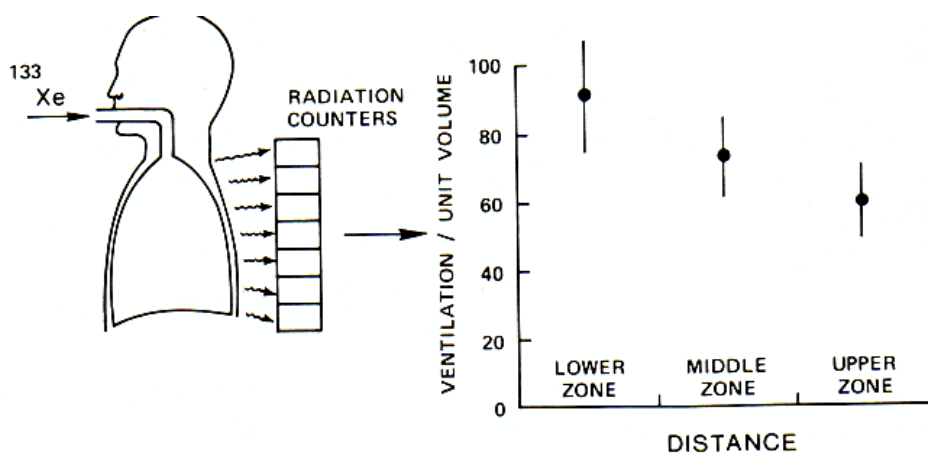
## Nerovnoměrná ventilace: gravitace

- při FRC je apex relativně „přenafoknutý“ (vyšší  $P_{TP}$ )
- na plošší části P/V křivky
- $\Delta P_{IP}$  při vdechu stejná v celém hrudníku ( $\sim 2.5 \text{ cmH}_2\text{O}$ )
- $\rightarrow$  vyšší  $\Delta V_L$  u base než v apexu



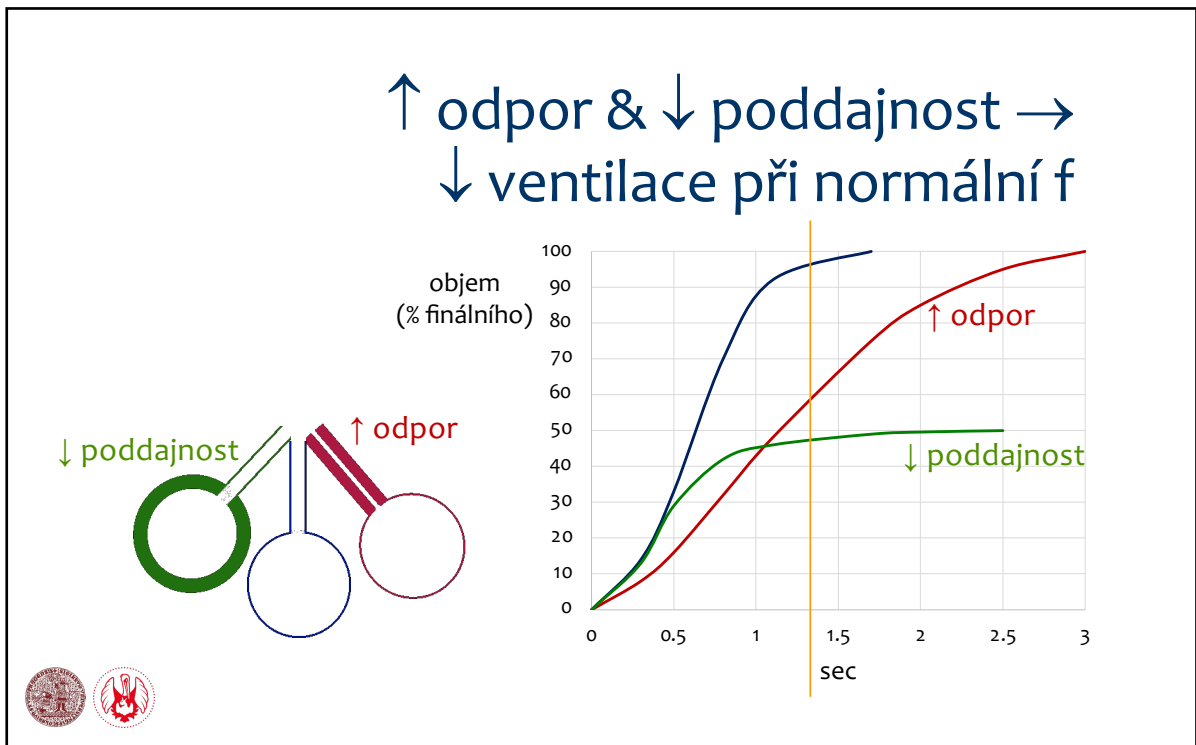
78

## Nerovnoměrná ventilace: gravitace



80





81

## Plicní difuzní kapacita (transfer factor)

 $D_{LO_2}$ 

- rozpustnost  $CO_2 > O_2$  → difuzní kapacita pro  $CO_2$  není limitující → difuzní kapacita pro  $O_2$  ( $D_{LO_2}$ ) důležitější pro charakterizaci difuze v plicích

- $D_{LO_2} = \dot{V}_{O_2} / (P_{AO_2} - P_{CO_2})$

- $\dot{V}_{O_2}$  (spotřeba  $O_2$ ) se měří spirometrií

- $P_{AO_2}$  = end-expirační  $P_{O_2}$

- problém:  
jak zjistit  $P_{CO_2}$  (v plicních kapilárách)?!



řešení: použít CO!



83

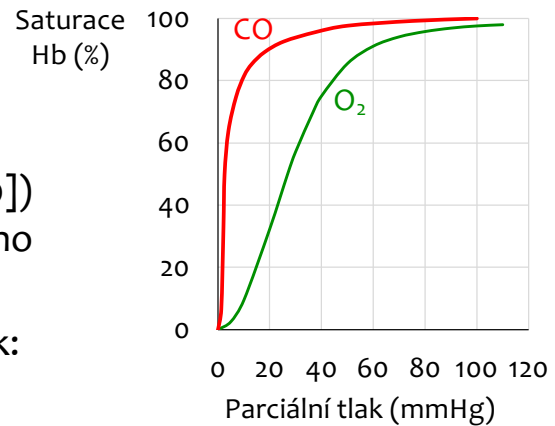


Marie Krogh  
1914

## Plicní difuzní kapacita (transfer factor)

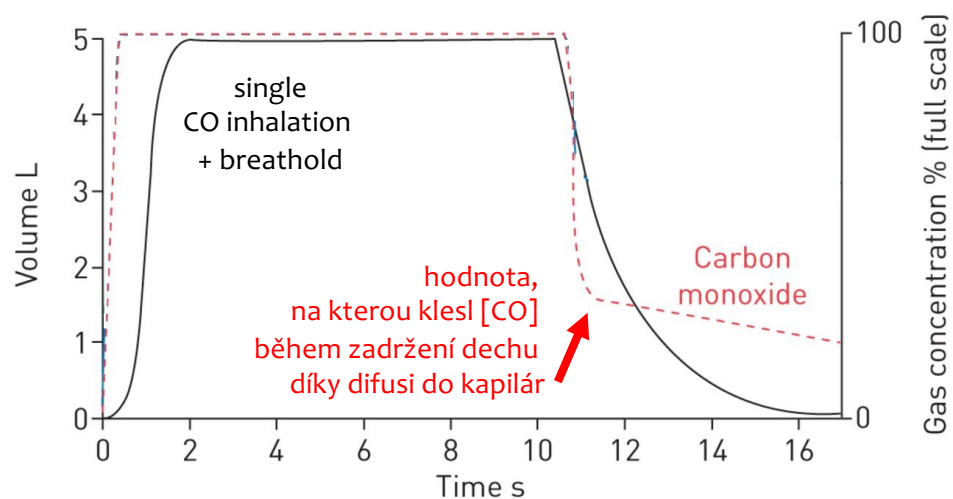
- CO se silně a rychle váže na Hb  $\Rightarrow P_{cCO} \sim 0$
- $D_{LCO} = \dot{V}_{CO} / (P_{ACO} - P_{VCO} [=0])$   
→ mizení CO z alveolárního plynu při zadržení dechu
- konverzní faktor pro kyslík:

$$D_{LO_2} = 1.23 \times D_{LCO}$$



84

## Měření difuzní kapacity (transfer factor)



85

## Perfúzní a difúzní limitace transportu plynů přes alveolokapilární rozhraní

