



EVROPSKÁ UNIE
Evropské strukturální a investiční fondy
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Zdroj: <https://www.fbmi.cvut.cz/cs/student/biomedicinske-inzenyrstvi>

Modelování respiračního systému, elektroakustické analogie

F7DIBIOC

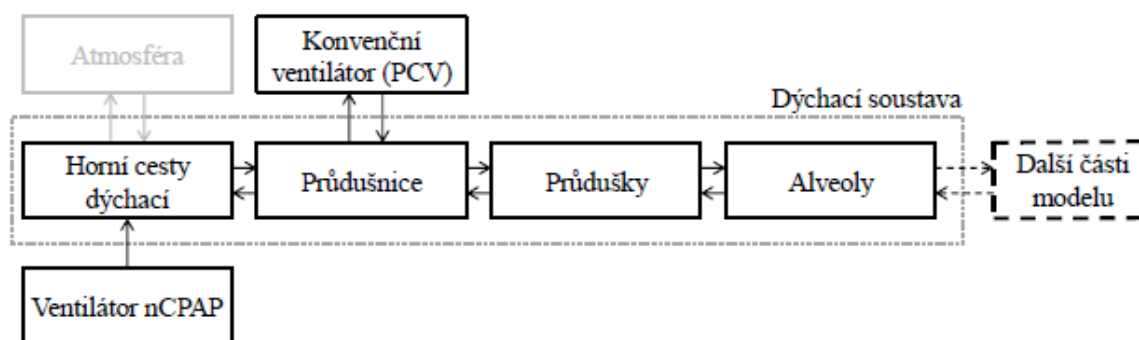
- Navrhňte zjednodušený model zaintubované respirační soustavy za pomoci elektroakustických analogií (dodržte věrohodnost alespoň do úrovně 2 plic); začněte návrhem blokového schématu takového modelu
- Popište navržený model RS pomocí diferenciálních rovnic, které popisují změnu stavu v jednotlivých částech modelu v závislosti na čase (analogicky s 1. a 2. Kirchoff. zákonem)
- *Implementujte takto popsaný model v prostředí Matlab Simulink*
- Navrhňte technické řešení pro mechanický simulátor plic (konstrukční řešení, využití jednotlivých prvků apod.)
- Zapněte simulátor plic ASL5000 společně s plicním ventilátorem
- Podle příručky zprovozněte plicní simulátor a nastavte pacienta s patologií
- Seznamte se s ventilátorem a jeho funkcemi
- Zakreslete křivky objemů a průtoků pro objemově a tlakově řízenou ventilaci
- Ověřte tlakově a objemově řízenou ventilaci na patologickém pacientovi (nastavujte různé R a C a pozorujte změny objemů a tlaků na ventilátoru)
- Diskutujte naměřené hodnoty a zakreslené průběhy
- Jaký vliv má parameter PEEP na plicní mechaniku



2.5 Model dýchací soustavy a mechanické ventilace

2.5.1 Princip

Součástí modelu transportu kyslíku je model dýchací soustavy, který se stará o výměnu plynů mezi alveoly a vnějším prostředím, jímž se rozumí směs plynů v atmosféře nebo směs plynů dodávaná ventilátorem nCPAP či ventilátorem v režimu PCV. Blokové schéma modelu je znázorněno na obr. 2.3.



Obr. 2.3. Principiální blokové schéma modelu dýchací soustavy a mechanické ventilace.

Směs plynů modelem dýchací soustavy teče na základě tlakových gradientů přes systém průtočných rezistorů reprezentujících odpor dýchacích cest a elastorů představujících poddajnost dýchacích cest, jak ukazuje obr. 2.4.

1.1.1 Modelování respiračního systému

K modelování respiračního systému je často využíváno elektro-akustických analogií. Jedním ze základních modelů, sloužících k pochopení chování plic, je jedno-kompartimentový model, skládající se plicního sklípku a dýchací cesty. Model je tvořen sériovým RC článkem, kde odpor R představuje odpor dýchacích cest k toku a kde kapacita C představuje plicní poddajnost [1].

1.1.2 Průdušnice a průdušky

Průdušnice (trachea) je dutá trubice, která kaudálně navazuje na chrupavku hrtanu spojuje hrtan s průduškami. Skládá se z mezidruhově rozdílného počtu chrupavčitých prstenců, které jsou mezi sebou spojeny vazy. U dospělého jedince je průdušnice dlouhá přibližně 11-13 cm. Průdušnice vstupuje do hrudníku, kde se dále dělí na pravou a levou průdušku, které následně vstupují do plic. Po vstupu do plic se průdušky mnohonásobně větví na menší útvary, které se dále mění na průdušinky. Průdušinky, jsou malé trubičky, s průměrem menším než 1 mm, tvořící tzv. bronchiální strom. Větve bronchiálního stromu společně s okolním vazivem, hladkými svaly a cévami tvoří pružný skelet plic [2].

1.1.3 Plíce

V lidském těle rozlišujeme dvě plíce, které jsou navzájem spojené. Jedná se o houbovitě orgány, naplněné vzduchem a zabírající největší část hrudní dutiny. Vyplňují pleurální vaky, které je obalují jako poplicnice (pleura pulmonalis a pleura viscelaris). Upevnění plic je zajištěno převážně průdušnicí. V plicích dochází k větvení hlavních průdušek na průdušinky, které se na konci lehce rozšiřují a navazují na ně plicní sklípky (alveoli) [3].

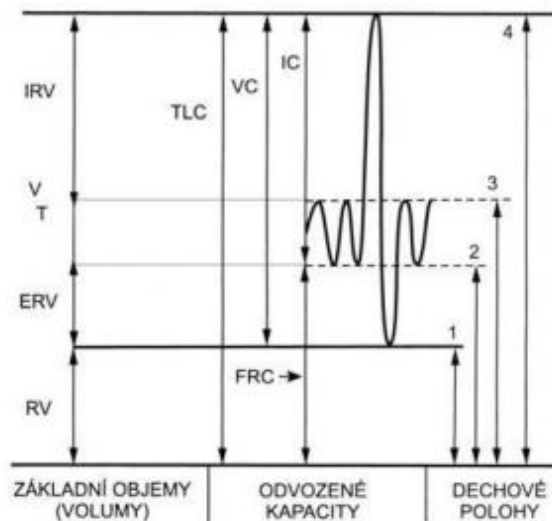
1.1.4 Fyziologie respiračního systému

Proces, kdy dochází k vdechování plynu do plic a k jeho následnému vydechování, je označován jako ventilace. Funkce dýchacích cest je zajistit výměnu plynů mezi vnějším prostředím a plicními sklípky, kde dále dochází k difúzi plynů mezi krví a vdechnutým vzduchem. K modelování respiračního systému je důležité pochopit, jak plíce fungují.

Při dýchání vznikají vlivem negativního pleurálního tlaku objemové změny hrudníku. Objem vdechnutého a vydechnutého vzduchu v klidu je označován jako dechový objem – V_t . Jako jeho typická hodnota se udává 0,5 l. Tato hodnota obsahuje i tzv. mrtvý dýchací prostor, který se již neúčastní výměny plynů v alveolách. Jeho objem je přibližně 150 ml [4].

Dalším parametrem je objem vzduchu, který je člověk ještě schopen vydechnout po klidovém výdechu. Takto vydechnutý objem vzduchu je označován jako tzv. expirační rezervní objem (ERV) a jeho hodnota je do 1,5 l. Stejně tak lze po klidovém nádechu vdechnout usilovným nádechem další objem vzduchu, označovaný jako inspirační rezervní objem (IRV). Hodnota IRV se pohybuje okolo 3 l [4].

Nikdy však nejsme schopni plíce dokonale vyprázdnit, a proto v nich i po vydechnutí vždy zůstává přibližně 1,3 l vzduchu, označovaného jako reziduální objem (RV).



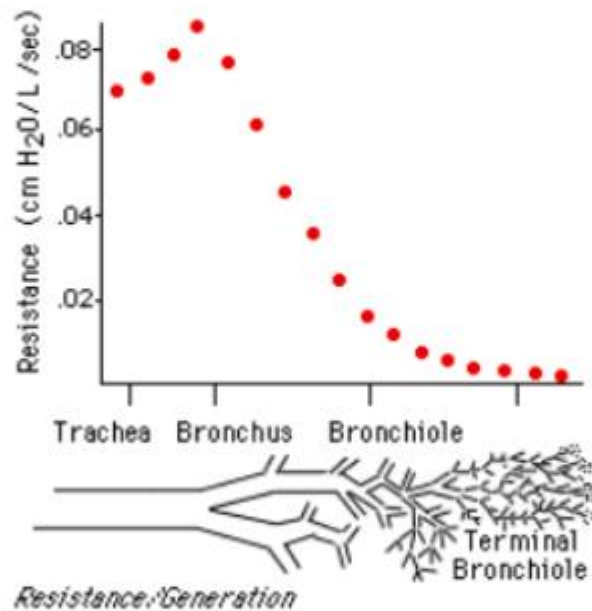
Obrázek 1.1: Graf dechových objemů [5]

1.1.5 Odpor dýchacích cest

Pro modelování plicní struktury je potřeba pochopit veličinu zvanou průtočný odpor, který je definován jako poměr tlakového gradientu a hodnoty proudu vzduchu, což představuje analogii Ohmova zákona. Při laminárním proudění je potřeba poměrně malého hnacího tlaku k vytvoření určitého proudu vzduchu. Průtočný odpor při laminárním proudění je potom možné spočítat pomocí Poiseuilleova zákona jako [6].

$$r_a = \frac{8 \cdot l \cdot \mu}{\pi \cdot r^4}, \quad + \quad (1)$$

kde l (m) je délka trubice, μ je dynamická viskozita vzduchu ($\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-2}$) a r je poloměr trubice (m)



Obrázek 1.2: Závislost odporu na generaci bronchiálního stromu [6]

Z grafu můžeme pozorovat, že ačkoliv jedné malé trubici náleží větší průtočný odpor než jedné větší trubici, tak hodnota odporu k proudění vzduchu závisí na počtu paralelních částí dýchacích cest. Z tohoto důvodu má jedna větší část dýchacích cest větší odpor k proudění vzduchu než velký počet malých částí dýchacích cest, nacházejících se ve vzdálenějších generacích.

Tuto skutečnost je možné pozorovat také v grafu závislosti odporu na generaci bronchiálního stromu (obrázek č.2), kdy průtočný odpor narůstá od průdušnice a začíná klesat směrem od průdušek.

1.1.6 Plicní poddajnost

Plicní poddajnost je definovaná jako poměr změny objemu plic a změny transpulmonárního tlaku, který tuto změnu objemu způsobil. Jako transpulmonární tlak se označuje tlak mezi vnitřkem plicního sklípku a pleurálním povrchem plic. Plicní poddajnost lze tedy spočítat podle vztahu [7]:

$$C = \Delta V_L / \Delta(P_A - P_{pl}), \quad (2)$$

kde C plicní poddajnost, ΔV_L je změna objemu plic a $\Delta(P_A - P_{pl})$ je změna transpulmonárního tlaku.

Pro určení poddajnosti rigidní soustavy je možné poddajnost vypočítat také pomocí elektroakustické analogie. Prvek zvaný akustický elastor c_a je možné spočítat podle vztahu [8]:

$$c_a = \frac{V}{\rho \cdot c_0^2}, \quad (3)$$

kde V je objem soustavy (m^3), ρ hustota vzduchu ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$) a c_0 je rychlost šíření zvuku ve vzduchu ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)

1.1.7 Umělá plicní ventilace

Podstatou umělé plicní ventilace (UPV) je mechanicky, za použití ventilátoru, zajistit životně důležitý přísun plynů do plic. Samotný přístroj posiluje, nebo ve většině případů plně nahrazuje spontánní ventilaci pacienta. Samotné provedení UPV může být jak invazivní, tak neinvazivní [9].

V případě invazivního provedení UPV, je často využíváno endotracheální intubace, kdy je zavedena endotracheální trubice, která zajišťuje otevření dýchacích cest a brání udušení. Na začátku je zavedena anestezie a trubice je poté ústy zavedena do průdušnice. Ve chvíli, kdy je trubice na správném místě v průdušnici, tak je napojena na ventilátor. Nevýhodou tohoto způsobu provedení UPV je, že může dojít k poškození hrdla, průdušnice, ke vzniku krvácení nebo například k poškození plic.

4.1 Elektroakustické analogie a jejich využití při tvorbě modelu

Elektroakustické analogie slouží k zjednodušení popisu akustického systému díky převodu jednotlivých akustických prvků na ekvivalentní diskrétní elektrické prvky. Na tyto diskrétní prvky lze poté aplikovat 1. Kirchhoffův zákon a vytvořit diferenciální rovnice, které systém popisují.

Analogie mezi akustickými a elektrickými veličinami je popsána pomocí analogického popisu tlaku, průtočného odporu, objemového průtoku, objemu, akustické hmotnosti a poddajnosti ideálních prvků akustického systému a ideálních prvků elektrického obvodu: napětí, odporu, proudu, elektrického náboje, indukčnosti a kapacity.

Matematické vztahy mezi uvedenými veličinami jsou:

$$q = \frac{\partial V}{\partial t} \approx i = \frac{\partial Q}{\partial t} \quad (4.1)$$

$$p = r_a q \approx u = R i \quad (4.2)$$

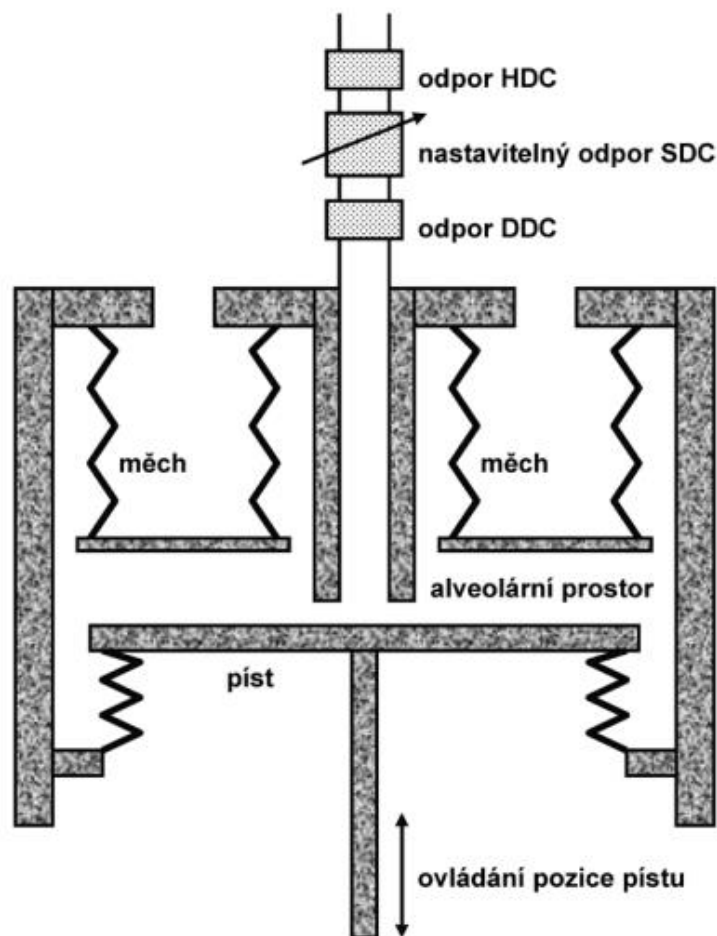
$$p = m_a \frac{\partial q}{\partial t} \approx u = L \frac{\partial i}{\partial t} \quad (4.3)$$

$$q = c_a \frac{\partial p}{\partial t} \approx i = C \frac{\partial u}{\partial t} \quad (4.4)$$

V následující tabulce je uveden význam a jednotka jednotlivých veličin uvedených ve vztazích (4.1)–(4.4).

Tab. 4.1: Přehled veličin a jejich jednotek ze vztahů pro elektroakustické analogie

Akustická veličina	Význam	Jednotka	Elektrická veličina	Význam	Jednotka
p	tlak	kPa	u	elektrické napětí	V
q	objemový průtok	$L \cdot s^{-1}$	i	elektrický proud	A
V	objem	L	Q	elektrický náboj	C
r_a	průtočný odpor	$kPa \cdot s \cdot L^{-1}$	R	elektrický odpor	Ω
m_a	inertance	$kPa \cdot s^2 \cdot L^{-1}$	L	indukčnost	H
c_a	poddajnost	$L \cdot kPa^{-1}$	C	kapacita	F



Obr. 4: Schéma modelu respirační soustavy podle Verbraaka (schéma vytvořeno volně podle [11]). Význam zkratk: HDC – horní dýchací cesty, SDC – střední dýchací cesty, DDC – dolní dýchací cesty. Pozn.: Měchy v tomto modelu pracují inverzně, než bývá zvykem. Při inspiriu se vyfukují, a tím zvětšují objem alveolárního prostoru. Při expiriu se naopak nafukují, a tím dochází ke zmenšování alveolárního objemu.

Reference:

- [1] MARTÍNEK, Tomáš. Model vlivu frakce kyslíku ve ventilační směsi na saturaci arteriální krve kyslíkem při podpoře dýchání novorozence. Kladno, 2016. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- [2] TEJKL, Leoš. Analýza vlivu frakce kyslíku ve ventilační směsi na saturaci arteriální krve kyslíkem u novorozence. Kladno, 2018. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- [3] MOROZOFF, Edmund, John A. SMYTH a Mehrdad SAIF. Applying Computer Models to Realize Closed-Loop Neonatal Oxygen Therapy: Anesthesia & Analgesia. 2017, roč. 124, č. 1, s. 95–103. ISSN 0003-2999. DOI: 10.1213/ANE.0000000000001367