



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

Vliv výšky hladiny vody ve zvlhčovací komoře  
na ventilační parametry při umělé plicní  
ventilaci

Influence of the water level in the  
humidification chamber on ventilation  
parameters in artificial pulmonary ventilation

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Monika Stupková

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

---

**Kladno 2018**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Monika Stupková**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Vliv výšky hladiny vody ve zvlhčovací komoře na ventilační parametry při umělé plicní ventilaci**  
Téma anglicky: Influence of the water level in the humidification chamber on ventilation parameters in artificial pulmonary ventilation

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

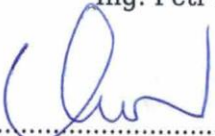
Pomocí elektroakustické analogie analyzujte ventilační okruh pro konvenční plicní ventilaci a pro CPAP neinvazivní ventilaci novorozenců. Analyzujte vliv výšky hladiny vody ve zvlhčovací komoře na ventilační parametry. Pro ověření výsledků navrhnete a realizujete laboratorní experiment. Získané výsledky zpracujte včetně určení standardních nejistot měření.

### Seznam odborné literatury:

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3
- [3] Zbyněk Škvor, Akustika a elektroakustika, ed. 1., ČVUT, 2009, ISBN 978-80-01-05034-7

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vliv výšky hladiny vody ve zvlhčovací komoře na ventilační parametry při umělé plicní ventilaci“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18.5.2018

.....

Monika Stupková

## PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce, Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné připomínky a rady během psaní práce, také za trpělivost a ochotu.

Dále bych ráda poděkovala svým rodičům, kteří mi umožnili studium a vždy mě plně podporovali.

Práce byla podpořena projektem „Péče o nezralé novorozence“, reg. č. CZ.2.16/3.1.00/21564, spolufinancovaným v rámci Operačního programu Praha – Konkurenceschopnost z Evropského fondu pro regionální rozvoj.



OPERAČNÍ PROGRAM PRAHA  
KONKURENCESCHOPNOST



EVROPSKÁ UNIE



***Evropský fond pro regionální rozvoj  
Praha & EU: Investujeme do vaší budoucnosti***

## **ABSTRAKT**

### **Vliv výšky hladiny vody ve zvlhčovací komoře na ventilační parametry při umělé plicní ventilaci**

Práce se věnuje problematice vyšetření vlivu hladiny vody ve zvlhčovací komoře na parametry ventilace při CPAP a CV.

Problematika byla řešena v teoretické rovině pomocí elektroakustické analogie, kdy mezi extrémními stavy (prázdná a plná komora) byl řádový rozdíl poddajností cca  $1,9 \cdot 10^{-9} \text{ m}^3/\text{Pa}$ . Při simulacích se vůči nastaveným parametrům významně snižuje amplituda i frekvence a rezonanční obvod začíná vytvářet své vlastní oscilace již při minimální hladině vody ve zvlhčovači.

Z výsledků laboratorního experimentu vyplývá, že konvenční ventilace kompenzuje tlakové změny lépe, než systémy CPAP. Avšak, závažný vliv výšky hladiny výšky vody nebyl v praktických experimentech prokázán.

### **Klíčová slova**

Plicní ventilace, zvlhčení, aktivní zvlhčovač

## **ABSTRACT**

### **Effect of water level in the humidification chamber on ventilation parameters in artificial pulmonary ventilation**

The thesis deals with the examination of water level influence in the humidification chamber on the parameters of ventilation in CPAP and CV.

The problem was solved in the theoretical level by means of an electroacoustic analogy, where between extreme states (empty and full chamber) there was a difference of compliances approx about  $1,9 \cdot 10^{-9} m^3/Pa$ . In the simulations, the amplitude and frequency significantly decrease in relation to the set parameters, and the resonant circuit begins to generate its own oscillation already at the minimum water level in the humidifier.

Laboratory experiment results show that conventional ventilation compensates pressure changes better than CPAP systems. However, the significant effect of the water height was not demonstrated in practical experiments.

### **Keywords**

Pulmonary ventilation, humidification, active humidifier

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratek.....</b>	<b>9</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>11</b>
1.1 Přehled současného stavu.....	11
1.1.1 Klasifikace ventilačních režimů .....	12
1.1.2 Konvenční ventilace .....	12
1.1.3 Nekonvenční ventilace .....	14
1.1.4 Aktivní zvlhčovač.....	14
1.1.5 Pasivní zvlhčovací systém.....	16
1.1.6 Provozní komplikace zvlhčovačů.....	17
1.2 Cíle práce.....	19
<b>2 Elektroakustická analogie ventilačních okruhů .....</b>	<b>20</b>
2.1 Teoretický popis konvenčního ventilačního okruhu .....	21
2.2 Teoretický popis ventilačního okruhu CPAP.....	22
2.3 Automatický identifikátor analogických prvků ventilačních okruhů.....	23
2.3.1 Identifikace CPAP okruhu MEDIN.....	24
2.3.1 Identifikace konvenčního ventilačního okruhu VentStar.....	26
2.4 Numerická simulace umělé plicní ventilace pomocí elektro-akustické analogie.....	28
2.4.1 Výsledky numerické simulace.....	28
<b>3 Laboratorní experiment.....</b>	<b>32</b>
3.1 Použité přístroje a materiál.....	32
3.1.1 Měřidlo tlakových parametrů .....	32
3.1.2 Postup měření pro okruh CPAP .....	33
3.1.3 Postup měření pro okruh CV .....	34
3.1.4 Nastavení ventilačních parametrů .....	35
3.1.5 Vyhodnocované úseky.....	35
3.2 Výsledky praktického experimentu.....	36
3.2.1 Analýza CPAP okruhu – bez kompenzace úniků.....	36
3.2.2 Analýza CPAP okruhu – kompenzace úniků aktivní .....	38
3.2.1 Analýza okruhu pro konvenční ventilaci.....	39
<b>4 Určení nejistot měření .....</b>	<b>40</b>
<b>5 Diskuse .....</b>	<b>43</b>
5.1 Numerické simulace .....	43
5.2 Laboratorní experiment .....	44
5.3 Ventilační režim CPAP .....	44
5.3.1 Režim CPAP bez kompenzace úniků .....	44

5.3.2	Režim CPAP s kompenzací úniku.....	45
5.3.3	Konvenční ventilační režim.....	46
5.3.4	Diskuse nepřesností výsledků.....	46
<b>6</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>47</b>
<b>7</b>	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>48</b>
<b>8</b>	<b>Přílohy.....</b>	<b>50</b>
8.1	Sonda 1 .....	50
8.2	Sonda 2.....	51
8.3	Sonda 3.....	52
8.4	Sonda 4.....	53



# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$m_a$	$\text{kPa}\cdot\text{s}^2\cdot\text{L}^{-1}$	Hodnota akustického inertoru
$\rho_0$	$\text{kg}\cdot\text{m}^3$	Hustota vzduchu
$L$	m	Délka
$r$	m	Poloměr
$c_a$	$\text{L}\cdot\text{kPa}^{-1}$	Hodnota akustického elastoru (poddajnost)
$V$	$\text{m}^3$	Objem
$c_0$	m/s	Rychlost šíření zvuku ve vzduchu
$r_a$	$\text{kPa}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1}$	Hodnota akustického odporu
$\mu$	$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-2}$	Dynamická viskozita vzduchu
$P$	cmH <sub>2</sub> O	Tlak

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
HH	Heated humidifier - vyhřívavý zvlhčovač
HME	HME - heat and moisture exchangers, výměník vlhkosti a tepla
CV	Conventional Ventilation - konvenční ventilace
RH	Relative humidity - relativní zvlhčení
AH	Absolute humidity - absolutní zvlhčení
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure - kontinuální pozitivní tlak v dýchacích cestách
PCV	Pressure-controlled ventilation - tlakově řízená ventilace
VCV	Volume-controlled ventilation - objemově řízená ventilace
IV	Invasive ventilation - invazivní ventilace
NIV	Noninvasive Ventilation - neinvazivní ventilace

HFPPV	High Frequency Positive Pressure Ventilation - vysokofrekvenční ventilace přerušovaným přetlakem
HFJV	High Frequency Jet Ventilation - vysokofrekvenční trysková ventilace
HFOV	High Frequency Oscillation Ventilation - oscilační vysokofrekvenční ventilace
ASV	Adaptive Support Ventilation - adaptivní podpůrná ventilace
ARDS	Respiratory Distress Syndrome - syndrom dechové tísně
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
FRC	Functional Residual Capacity - funkční reziduální kapacita plic
R	Rezistor
L	Induktor
C	Kapacitor
PEEP	Positive End-Expiratory Pressure – pozitivní tlak na konci výdechu

---

# 1 Úvod

V současné době existuje mnoho druhů a režimů umělé plicní ventilace. Její vhodné a efektivní nastavení vyžaduje zkušeného lékaře a udržování nastavených ventilačních parametrů pak zkušený zdravotnický tým sestry-lékař. Efektivita umělé plicní ventilace ale může být negativně ovlivněna různými změnami mechanických parametrů respiračního či ventilačního systému. Příkladem může být pokles hladiny vody ve zvlhčovači nebo navýšení množství kondenzátu ve ventilačním okruhu apod.. Tyto vlivy však nebyly doposud přesně popsány ve vztahu k použitým ventilačním režimům a zdravotnický personál také není dostatečně obeznámen s důsledky, které výše uvedené komplikace přináší.

Pro zvýšení povědomí o těchto nežádoucích jevech a rizicích, které z nich vyplývají, by bylo vhodné tyto vlivy identifikovat a zhodnotit jejich závažnost z hlediska provozu a bezpečnosti pacienta při jednotlivých ventilačních módech.

## 1.1 Přehled současného stavu

V případě indikace umělé plicní ventilace je třeba zajistit funkci ventilace, tj. distribuci dýchacích plynů a oxygenaci organismu pacienta a následně určit vhodný ventilační režim. Toto je zajištěno plicními ventilátory a k němu připojeným patientským okruhům.

Ventilační okruhy se konstrukčně liší podle typu použitého typu, resp. režimu, umělé plicní ventilace. Pro konvenční režimy se zpravidla používají odlehčené, vrapované, okruhy; pro režimy vysokofrekvenční jsou typické silnostěnné, hladké, hadice s nízkou poddajností stěny.

Okruhy jsou také různě dlouhé a mají specifický průměr dle použití a výrobce. V neonatologii je nejčastější průměr hadic 10 nebo 15 milimetrů, pro všechny ostatní věkové skupiny se pak používají hadice s průměrem 22 milimetrů. [1]

Součástí ventilačního okruhu je i zvlhčovač. V současné době se používají tři základní typy zvlhčovačů: aktivní (HH – heated humidifier, vyhřívaný zvlhčovač), pasivní (HME - heat and moisture exchangers, výměník vlhkosti a tepla) a kombinace obou typů.

Detailnější informace k výše uvedené problematice jsou uvedeny v podkapitolách níže.

### **1.1.1 Klasifikace ventilačních režimů**

Ventilační režimy lze rozdělit na dva základní typy dle způsobu dosažení tlakového rozdílu uvnitř plic - ventilace podtlakem a přetlakem. Dále lze ventilační režimy dělit na konvenční a nekonvenční a podle stupně ventilační podpory, synchronizace s dechovou aktivitou pacienta a řízení inspirační fáze. Detailnější rozdělení ventilačních režimů je uvedeno v následujících podkapitolách.

#### **1.1.2 Konvenční ventilace**

Podtlaková ventilace konvenčního ale i vysokofrekvenčního typu je v současné době ojedinělá, zřídka se využívá v domácí péči. Podtlaková ventilace, ač je založena na fyziologickém průběhu ventilace, má mnoho limitací, kdy zásadní omezení představuje nemožnost přístupu k hrudníku pacienta. Indikace podtlakové ventilace byla doménou minulosti, v současné době je u všech patientských skupin preferována nefyziologická, přetlaková ventilace, která je technologicky lépe kontrolovatelná a umožňuje plnohodnotný přístup k pacientovi.

Konvenční ventilační režimy přetlakové ventilace dále rozdělujeme:

dle stupně podpory

plně řízená ventilace

částečná ventilační podpora

dle hlavního nastavitelného parametru

tlakově řízená ventilace (PCV - pressure controlled ventilation)

objemově řízená ventilace (VCV - volume controlled ventilation)

dle synchronizace se samovolnými dechy pacienta

synchronní režim

asynchronní režim

dle zajištění přístupu do dýchacích cest

invazivní (IV)

neinvazivní (NIV)

Mezi neinvazivní tlakovou dechovou podporu patří technika CPAP. Zkratka vychází z anglického názvu – continuous positive airway pressure, což je překládáno jako kontinuální přetlak v dýchacích cestách, avšak v klinické praxi se ustálilo používání zkratky CPAP. Tato ventilační technika je hojně využívána v oboru neonatologie, kdy je pro pacienty nejmenších váhových skupin indikována při dušení, apnoických stavech, při infekcích dýchacích soustavy či při syndromu akutní dechové tísně RDS, který je způsoben nedostatečným množstvím surfaktantu v plicích. Dále se CPAP v klinické praxi využívá u pacientů s akutní exacerbací chronické obstrukční plicní nemoci (CHOPN), což může vést až k hyperkapnickému respiračnímu selhání. V poslední době se metoda začala využívat i při léčbě syndromu dechové apnoe a respirační insuficience. [1]



Obrázek 1.1 Příklad ventilačního okruhu pro CPAP terapii novorozenců. Ventilátor umožňuje nastavení složení a průtok ventilační směsi, ve zvlhčovací komoře dochází k ohřevu plynné směsi a optimálnímu zvlhčení plynu, pomocí CPAP generátoru je pacientovi poskytována tlaková podpora a tolerováno spontánní dýchání. Z CPAP generátoru je sledován tlak na začátku DC pro potřeby monitoringu a také pro automatickou regulaci udržování nastaveného tlaku v respiračním systému pacienta

CPAP metoda umožňuje efektivnější okysličování pacienta při nižší dechové práci nemocného, zároveň při toleranci spontánního dýchání pacienta. Hlavní myšlenkou režimu CPAP je stále udržování středního tlaku v plicích, který znemožňuje kolaps alveolů v případě nízké dechové aktivity a důsledku nedostatku surfaktantu. CPAP tak snižuje dechovou práci, kterou by bylo potřeba vynaložit k rozevření zkolabovaných plicních sklípků. Důsledkem CPAP terapie je navýšení funkční reziduální kapacity plic (FRC, Functional residual capacity), což se ve výsledku projeví zlepšením poddajnosti

plic a zvýšenou oxygenací organismu. Nadměrné navýšení tlaku plynu v plicích však může způsobit závažné komplikace a poškození plic vedoucí až k barotraumatu. [10]

Objem směsi ventilačních plynů je do respirační soustavy distribuován z ventilátoru pomocí ventilačního okruhu viz Obr 1.1, který se skládá z ventilačních trubic, zvlhčovače a snímače tlaku. Okruh je zakončen pomocí nostrilek, obličejových masek či CPAP helem, které jsou adekvátním způsobem přímo napojeny na pacienta. Samovolný výdech pacienta je veden přes PEEP ventil mimo ventilační okruh, nebo v případě nazálních CPAP okruhů, kdy ventilační systém využívá pouze inspirační rameno a CPAP generátor, je výdech zajištěn pomocí fluidických prvků přes strukturu CPAP generátoru, který usnadňuje výdech a snižuje tak dechovou práci pacienta.

### **1.1.3 Nekonvenční ventilace**

Mezi nekonvenční ventilaci patří vysokofrekvenční ventilace přerušovaným přetlakem (HFPPV), vysokofrekvenční trysková ventilace (HFJV), oscilační vysokofrekvenční ventilace (HFOV) a adaptivní podpurná ventilace (ASV). Obecně jsou tyto režimy hodnoceny jako fyziologičtější varianta, čímž se snižuje plicní poničení v důsledku umělé plicní ventilace. Při nekonvenční ventilaci se totiž využívá vysokých frekvencí (u neonatologických pacientů cca 10 - 40 Hz, u dospělých cca 2 – 10 Hz), při kterých je pacient pozitivním tlakem ventilován obdobnými objemy jeho mrtvého dýchacího prostoru s významně nižší tlakovou amplitudou, než je využívána u nastavení konvenční ventilace.

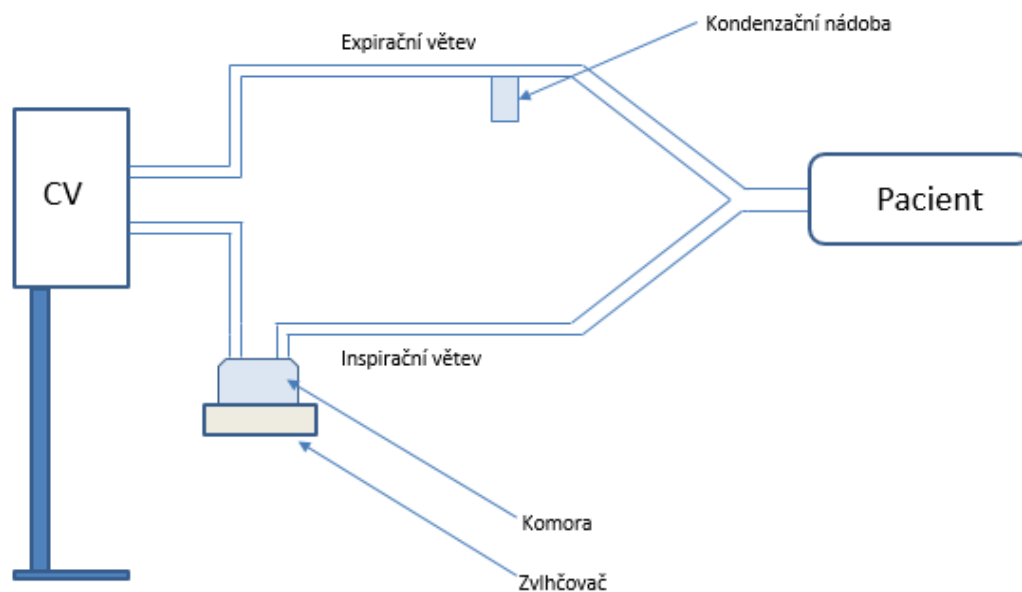
Mezi největší problémy těchto metod patří nesnadná monitorace. Nekonvenční ventilaci nelze přesně popsat objemovými veličinami, proto sledujeme tlak. Ten by se měl pro netěsnosti tracheální rourky a otevření systému do atmosféry nejlépe měřit intratracheálně, což je kvůli požadavkům na senzor v delším časovém horizontu obtížné. Nemenším problémem je zde také potřeba zvlhčení vysokého průtoku směsi plynů. [11]

### **1.1.4 Aktivní zvlhčovač**

Aktivní zvlhčovač je umístěn do inspirační větve ventilačního okruhu a skládá se z nádoby (komory) s teplou sterilní vodou, přes kterou prochází inspirační směs, a ohříváče, na kterém je komora nasazena. Ohříváč dále umožňuje zpětnovazebně

regulovat výhřev inspirační větve patientského okruhu, aby byla pro pacienta zajištěna optimální teplota a vlhkost ventilační směsi při minimální kondenzaci vody v okruhu. Dle míry naplnění zvlhčovací komory sterilní vodou se mění volný objem, tedy i vlastnosti komory z pohledu elektroakustické analogie. Při měření hodnot teploty a vlhkosti před vstupem směsi plynu do pacienta by měl HH, dle mezinárodní organizace pro normalizaci ISO EN-8185:1997, zajistit zvlhčení minimálně 33 mgH<sub>2</sub>O/L a maximální teplotu 41 stupňů Celsia, při inspiračním průtokovém odporu mezi 0,5 hPa/L/s a 1,5 hPa/L/s. [1]

Účinnost aktivního zvlhčovače je ovlivněna, mimo jiné, primárně průtokem plynu a aktivní plochou, přes kterou prochází plyn. Čím vyšší průtok, tím nižší dosažené zvlhčení. [2]



Obrázek 1.2 Zařazení HH do ventilačního okruhu

Mezi nejrozšířenější aktivní zvlhčovače patří modely od výrobců Fisher&Paykel, Willamed a Kendall. [2] [3] U některých typů je odpařovací plocha zvětšena zavedením inspiračních plynů pod vodní povrch. Zvlhčovače s tímto principem se nazývají „bublínkové“. Nevýhoda tohoto typu zvlhčení je značné zvýšení odporu a možný vznik obstrukcí v okruhu kvůli tvořícímu kondenzátu. U jiných se zvlhčování podporuje knotem z pijavého papíru nebo plovákem pro usměrnění rozložení plynu v komoře. [2]



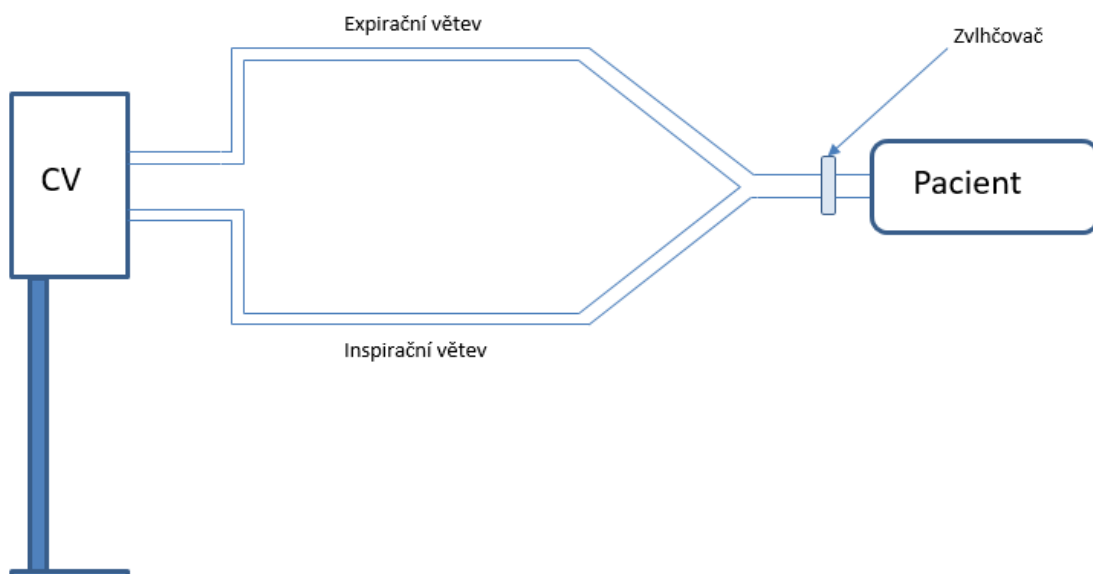
Obrázek 1.3 Aktivní zvlhčovač mr850 Fisher&Paykel [12]

Při volbě mezi aktivním a pasivním zvlhčovačem rozhoduje předpokládaná délka plicní ventilace, použití okruhu či jednocestného systému, charakter sekretu, velikost mrtvého prostoru a odporu dýchacích cest.

### 1.1.5 Pasivní zvlhčovací systém

Pasivní zvlhčovač (HME) využívá teploty a vlhkosti z vydechnutého plynu, kterou zadržuje a s následným nádechem poskytuje zpět do dýchacích cest. Tento výměník s filtrem je zařazen do okruhu mezi pacienta a okruh ventilátoru. HME je méně účinný než aktivní zvlhčovač, jelikož může použít pouze tolik tepla a vlhkosti, kolik získal z předchozí fáze expirace. Záleží pouze na vlastnostech použitého filtru a velikosti dechového objemu. [1]





Obrázek 1.4 Zařazení HME do ventilačního okruhu

Ohřev směsi plynu může být zajištěn jen v komoře nebo s pomocí integrovaného vyhřívání ventilačního okruhu. Vyhřívací systém může být instalován v inspirační i expirační části nebo pouze v inspirační části ventilačního okruhu. Z hygienických důvodů je nutné HME filtr pravidelně měnit, nelze jej používat pro více pacientů.



Obrázek 1.5 Výměník tepla a vlhkosti (HME) [13]

### 1.1.6 Provozní komplikace zvlhčovačů

Nevhodné zvlhčení nebo ohřátí vede k řadě komplikací. Pokud expirační část okruhu není vyhřívána, dochází k ochlazování vydechované směsi plynu a ke kondenzaci vody uvnitř ventilačního okruhu, což může mít za následek nesoulad reálných hodnot

s nastavenými parametry ventilace, jelikož zkondenzovaná voda může ovlivnit snímání průtokového senzoru nebo může voda kondenzovat v měřící lince senzoru proximálního tlaku, který je umístěn těsně před pacientem. Z toho důvodu je v expirační části umístěna kondenzační nádoba. Tato nádoba spolu s vodním rezervoárem HH však může představovat zdroj nozokomiálních a dalších různých infekcí. [4] Ty mohou být způsobeny nejčastěji bakteriemi (gramnegativní, stafylokoky), dále pak viry, houbami, chlamydiemi a prvoky. Nejzávažnější a zároveň nejčastější nozokomiální infekcí u ventilovaného pacienta je bronchopneumonie. [5]

Při nedodržení sklonu expirační hadice nebo nevyprazdňování kondenzační nádoby může dojít k aspiraci vody pacientem, což může v extrémních případech vyústit až v laváž dýchacích cest. Mezi další časté a zásadní komplikace patří zvýšení viskozity sputa, porucha mukociliárního transportu, obstrukce dýchacích cest, retence sekretů, poškození tracheobronchiálního epitelu (popálení, slizniční ulcerace, hemoragická nekrotizující tracheobronchitida), pokles surfaktantu a vznik atelektáz. [6] [1]

Všechny tyto stavy vedou v určité míře k ovlivnění poddajnosti, rezistence a funkční reziduální kapacity plic. Snížením teplotního gradientu má tedy za následek značný pokles relativního zvlhčení (RH), tedy množství vodní páry přítomné v plynu. Studie [7] naznačuje, že právě RH by mohlo mít při poškozování sliznic značný vliv ve srovnání s absolutním zvlhčením (AH), jehož hodnota udává hmotnost vody v daném objemu plynu. Klinickému dopadu RH se ale doposud nevěnuje žádná studie. [8] Proto je žádoucí se tomu věnovat.

## 1.2 Cíle práce

Z výše uvedeného vyplývá, že v rámci ventilačních okruhů existují problematická místa, která potenciálně mohou negativně ovlivnit průběh umělé plicní ventilace. Mezi tato místa zařazujeme jakákoliv náhlá zúžení či ohyby ventilačních trubic, které ovlivňují vlastnosti proudění vzduchu v okruhu. Dále pak zvlhčovače, zejména zvlhčovací komory, které dle výšky hladiny vody ovlivňují a mění charakter tlakových oscilací vedené k pacientovi.

Tato bakalářská práce si proto klade za cíl ověřit vliv výšky hladiny vody ve zvlhčovací komoře na ventilační parametry při umělé plicní ventilaci – při CPAP a CV. Řešení bude probíhat ve dvou rovinách – teoretické a praktické. Teoretické řešení bude provedeno pomocí elektroakustické analogie, které bude následně podpořeno praktickým experimentem.

## 2 Elektroakustická analogie ventilačních okruhů

Níže jsou popsány použité metody a materiál pro obě dílčí části řešení projektu, tj. metody použité pro teoretický popis ventilačního okruhu se zohledněním mechanických vlastností ventilačního okruhu a následně laboratorní vybavení pro zajištění praktického experimentu.

K popisu systému je zapotřebí zanalyzovat jeho makroskopické chování a následně nahradit jeho vykazující vlastnosti analogickým elektrickým obvodem. Biologické systémy lze modelovat na základě jejich duálních vlastností. Dle typu systému (mechanický, fluidický, termodynamický, akustický, elektrický atd.) jsou pak zvoleny vhodné proměnné.

Ventilační či respirační okruh lze nahradit pomocí elektroakustické analogie obvody s rezistory (R), induktory (L) a kapacitory (C). Jelikož se ale tento systém řadí mezi akustické, RLC prvky přesněji nazýváme jako akustický odpor ( $r_a$ ), akustický inertor ( $m_a$ ) a akustický elastor ( $C_a$ ). Za předpokladu, že je tento systém rigidní, lze vypočítat tyto prvky dle následujících vztahů:

$$m_a = \frac{\rho_0 \cdot l}{\pi \cdot r^2}, \quad (1)$$

$$C_a = \frac{V}{\rho_0 \cdot c_0^2}, \quad (2)$$

$$r_a = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot R_T^4}, \quad (3)$$

Kde  $m_a$  ( $kPa \cdot s^2 \cdot L^{-1}$ ) je akustický inertor,  $\rho_0$  je hustota vzduchu ( $1,293 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ),  $l$  je délka ( $m$ ),  $S$  je plocha průřezu ( $m^2$ ),  $C_a$  je akustický elastor ( $l \cdot kPa^{-1}$ ),  $V$  je objem ( $m^3$ ),  $c_0$  je rychlost šíření zvuku ve vzduchu (340 m/s),  $r_a$  je akustický odpor ( $kPa \cdot s \cdot L^{-1}$ ),  $\mu$  je dynamická viskozita vzduchu ( $1,84 \cdot 10^{-5} \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-2}$ ) a  $R_T$  je poloměr ( $m$ ). [9]

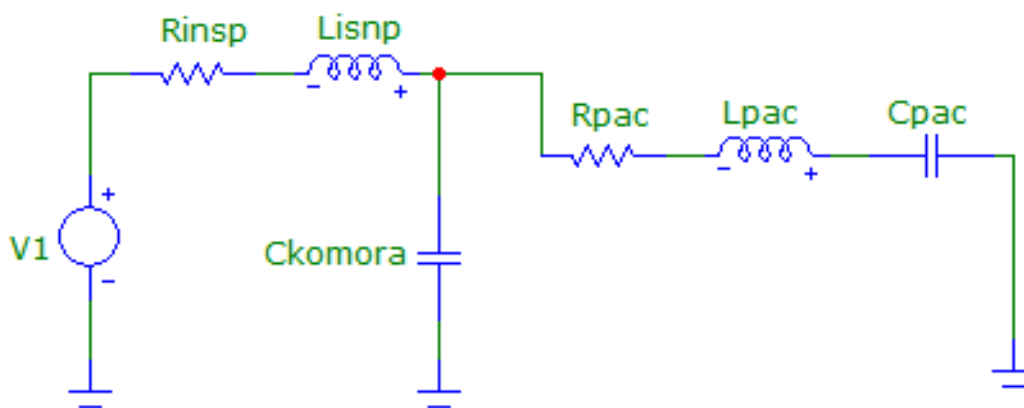
Všechny mechanické vlastnosti a parametry ventilačního okruhu zůstávají kromě poddajnosti zvlhčovací komory stále stejné. Hodnota poddajnosti poukazuje na schopnost kumulovat dodaný plyn. Pokud voda ve zvlhčovači mění volný objem pro plyn, sníží se

hodnota poddajnosti a nahromaděný plyn způsobí větší hodnotu tlaku, který je bezesporu velmi sledovaným prvkem při indikaci umělé plicní ventilace. Výchytky tlaku, které zapříčiňují malé změny poddajnosti zvlhčovací komory, jsou dále kvantifikovány pomocí laboratorního experimentu.

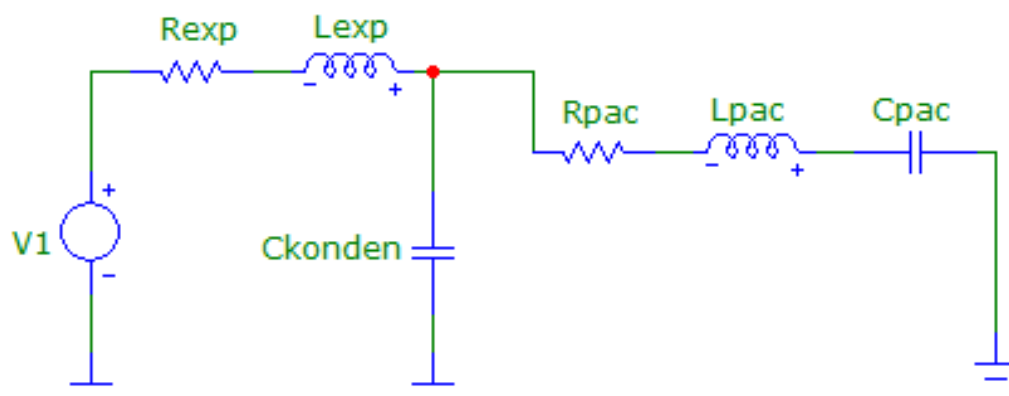
## 2.1 Teoretický popis konvenčního ventilačního okruhu

Konvenční ventilační okruh, viz Obrázek 1.2 či 1.3, lze pomocí výše uvedených vztahů nahradit uspořádáním RLC prvků tak, aby plně respektovaly uspořádání ventilačního okruhu, používaného v klinické praxi. Elektroakustická analogie konvenčního ventilačního okruhu je uvedena na obrázcích níže (Obrázek 2.1 a 2.2) s tím, že jednotlivé fáze dechu – inspirium a expirium je rozděleno a řešeno separátně.

Inspirační trubici je nahrazena sériovou kombinací  $R_{\text{insp}}$  a  $L_{\text{insp}}$ , což vyjadřuje odporovou složku proudícího plynu a setrvačné vlastnosti,  $C_{\text{komora}}$ , jejíž hodnota vypovídá o poddajnosti zvlhčovací komory a sériovou kombinací  $R_{\text{pac}}$ ,  $L_{\text{pac}}$  a  $C_{\text{pac}}$ , která vyjadřuje vlastnosti pacienta napojeného na umělou plicní ventilaci.



Obrázek 2.1 Model inspirační části ventilačního okruhu pomocí elektroakustické analogie



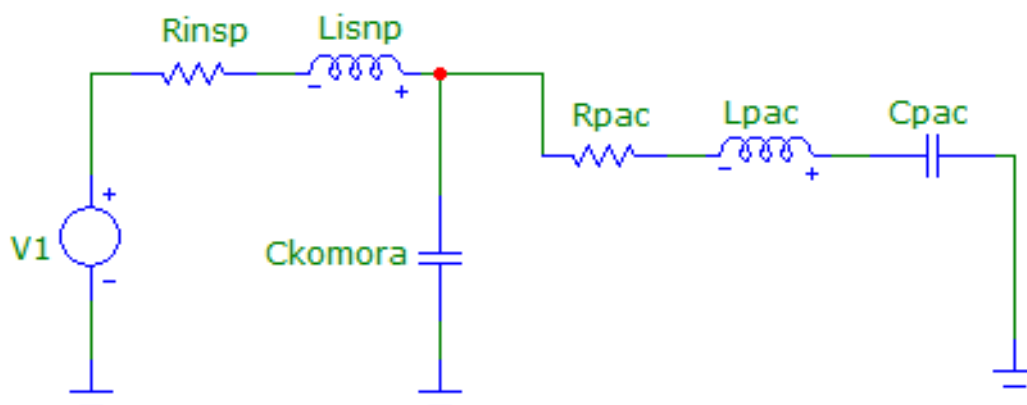
Obrázek 2.2 Model expirační části ventilačního okruhu pomocí elektroakustické analogie

Analogicky k obrázku 2.1 je možné pomocí elektroakustické analogie nahradit expirační část okruhu – viz Obrázek 2.2.

Expirační trubici je nahrazena sériovou kombinací  $R_{exp}$  a  $L_{exp}$ , což vyjadřuje odporovou složku proudícího plynu a setrvačné vlastnosti,  $C_{konden}$ , jejíž hodnota vypovídá o poddajnosti kondenzační komory a sériovou kombinací  $R_{pac}$ ,  $L_{pac}$  a  $C_{pac}$ , která vyjadřuje vlastnosti pacienta napojeného na umělou plicní ventilaci.

## 2.2 Teoretický popis ventilačního okruhu CPAP

Model ventilačního okruhu pro metodu CPAP lze nahradit inspirační částí okruhu konvenčního. Kombinace akustického inertoru, elastoru a odporu vyjadřují tytéž vlastnosti ventilačních trubic, zvlhčovací komory a pacienta.



Obrázek 2.3 Model CPAP okruhu pomocí elektroakustické analogie

## 2.3 Automatický identifikátor analogických prvků ventilačních okruhů

Dle výše uvedených vztahů (1-3) lze vypočítat konkrétní hodnoty akustického inertoru, akustického elastoru a akustického odporu, a to pro libovolnou část ventilačního okruhu.

Pro snazší orientaci ve výpočtech byl vytvořen automatizovaný počítačový systém v MS Excel 2010 (Microsoft), který na základě vyplnění proměnných hodnot vypočítá elektroakustické komponenty a výsledky uvede ve dvou různých jednotkách, se kterými se lze v praxi setkat. Náhled na SW rozhraní je uveden na Obrázku č. 2.4.

Soubor MS Excel pro výpočty elektroakustických komponent ventilačních okruhů je přiložen v elektronické příloze této práce.

	A	B	C	D	E	F
1	Hodnota akustického inertoru			1,17E+04	$Pa \cdot s^2 \cdot m^{-3}$	
2				1,19E-04	$cmH_2O \cdot s^2/ml$	
3	Délka patientských trubic			1,59E+00	$m$	
4	Plocha průřezu trubic			1,77E-04	$m^2$	
5	Poloměr trubek			7,50E-03	$m$	
6						
7	Hodnota akustického elastoru			1,93E-09	$m^3/Pa$	
8				1,90E-01	$ml/cmH_2O$	
9	Objem			2,89E-04	$m^3$	
10						
11	Hodnota akustického odporu			2,35E+04	$Pa \cdot s \cdot m^{-3}$	
12				2,40E-04	$cmH_2O \cdot s/ml$	
13	Poloměr patientských trubic			7,50E-03	$m$	
14						

Obrázek 2.4 Náhled na podobu počítačového systému v SW MS Excel

### 2.3.1 Identifikace CPAP okruhu MEDIN

Délka ventilačních trubic CPAP okruhu Medin  $l_{insp}$  činí 66 cm,  $l_{pac}$  je 159 cm a poloměr  $r$  je 7,5 mm, po dosazení parametrů do vzorců (1-3), resp. automatického identifikátoru, jsou výsledné hodnoty analogických prvků uvedeny níže:

#### Výpočet akustických inertorů pro inspirační část okruhu:

CPAP driver – zvlhčovací komora

$$m_{insp} = \frac{1,293 \cdot 0,66}{\pi \cdot 0,0075^2} = 4829,143 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$$

zvlhčovací komora – pacient

$$m_{pac} = \frac{1,293 \cdot 1,59}{\pi \cdot 0,0075^2} = 11633,844 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$$

#### Výpočet poddajnosti zvlhčovací komory o výchozím objemu 0,4 L:

Minimální dovolený objem (0,111 L)

$$c_{komora} = \frac{(0,4 - 0,111) \cdot 10^{-3}}{1,293 \cdot 340^2} = 1,933 \cdot 10^{-9} \text{ m}^3/\text{Pa}$$

Maximální dovolený objem (0,265 L)

$$c_{komora} = \frac{(0,4 - 0,265) \cdot 10^{-3}}{1,293 \cdot 340^2} = 9,032 \cdot 10^{-10} \text{ m}^3/\text{Pa}$$

Při přeplnění komory po prohlubně (0,385 L)

$$c_{komora} = \frac{(0,4 - 0,385) \cdot 10^{-3}}{1,293 \cdot 340^2} = 1,004 \cdot 10^{-10} \text{ m}^3/\text{Pa}$$

Tabulka 2.1 Hodnoty poddajnosti zvlhčovacích komor v závislosti na objemu vody v komoře

Objem vody ve zvlhčovací komoře (L)	Poddajnost ( $\text{m}^3/\text{Pa}$ )	
Minimální dovolený	0,111	$19,33 \cdot 10^{-10}$
Maximální dovolený	0,265	$9,03 \cdot 10^{-10}$
Přeplnění	0,385	$1,00 \cdot 10^{-10}$



### Výpočet akustických odporů pro inspirační část ventilačního okruhu:

CPAP driver – zvlhčovací komora

$$r_{insp} = \frac{8 \cdot 1,84 \cdot 10^{-5} \cdot 0,66}{\pi \cdot 0,0075^4} = 9773,65 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$$

zvlhčovací komora – pacient

$$r_{pac} = \frac{8 \cdot 1,84 \cdot 10^{-5} \cdot 1,59}{\pi \cdot 0,0075^4} = 23545,61 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$$

### 2.3.1 Identifikace konvenčního ventilačního okruhu VentStar

Délka ventilačních trubic okruhu VentStar  $l_{insp}$  činí 60 cm,  $l_{pac}$  je 175 cm a poloměr  $r$  je 5 mm, po dosazení parametrů do vzorců (1-3), resp. automatického identifikátoru, jsou výsledné hodnoty analogických prvků uvedeny níže:

#### Výpočet akustických inertorů pro inspirační část okruhu:

ventilátor – zvlhčovací komora

$$m_{insp} = \frac{1,293 \cdot 0,60}{\pi \cdot 0,005^2} = 9877,792 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$$

zvlhčovací komora – pacient

$$m_{pac} = \frac{1,293 \cdot 1,75}{\pi \cdot 0,005^2} = 28810,228 \text{ Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-3}$$

#### Výpočet poddajnosti zvlhčovací komory o výchozím objemu 0,4 L:

a) Minimální dovolený objem (0,111 L)

$$c_{komora} = \frac{(0,4 - 0,111) \cdot 10^{-3}}{1,293 \cdot 340^2} = 1,933 \cdot 10^{-9} \text{ m}^3/\text{Pa}$$

b) Maximální dovolený objem (0,265 L)

$$c_{komora} = \frac{(0,4 - 0,265) \cdot 10^{-3}}{1,293 \cdot 340^2} = 9,032 \cdot 10^{-10} \text{ m}^3/\text{Pa}$$

c) Při přeplnění komory po prohlubně (0,385 L)

$$c_{komora} = \frac{(0,4 - 0,385) \cdot 10^{-3}}{1,293 \cdot 340^2} = 1,004 \cdot 10^{-10} \text{ m}^3/\text{Pa}$$

Tabulka 2.2 Hodnoty poddajnosti zvlhčovacích komor v závislosti na objemu vody v komoře

Objem vody ve zvlhčovací komoře (L)	Poddajnost ( $\text{m}^3/\text{Pa}$ )	
Minimální dovolený	0,111	$19,33 \cdot 10^{-10}$
Maximální dovolený	0,265	$9,03 \cdot 10^{-10}$
Přeplnění	0,385	$1,00 \cdot 10^{-10}$

### Výpočet akustických odporů pro inspirační část ventilačního okruhu:

ventilátor – zvlhčovací komora

$$r_{insp} = \frac{8 \cdot 1,84 \cdot 10^{-5} \cdot 0,60}{\pi \cdot 0,005^4} = 44981,007 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$$

zvlhčovací komora - pacient

$$r_{pac} = \frac{8 \cdot 1,84 \cdot 10^{-5} \cdot 1,75}{\pi \cdot 0,005^4} = 131194,603 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$$

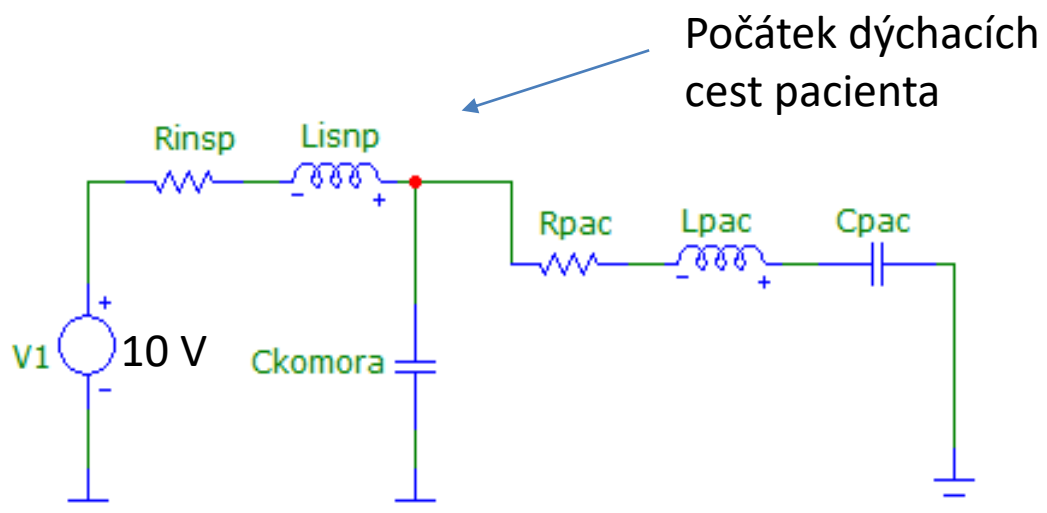
## 2.4 Numerická simulace umělé plicní ventilace pomocí elektro-akustické analogie

Numerická simulace se zabývá modelováním ventilačních okruhů při konvenčním (CV) způsobu umělé plicní ventilace nebo při CPAP podpůrné ventilaci.

Cílem numerické simulace je analyzovat vliv výšky vodní hladiny ve zvlhčovací komoře na změny tlakových parametrů ve ventilačním okruhu. Konkrétně pak na základě vytvořených elektro-akustických analogií komponentů ventilačních okruhů analyzovat změny tlakové amplitudy vzhledem k hodnotě poddajnosti, kterou ovlivňuje výška vodní hladiny ve zvlhčovací komoře.

Pro účely této práce je vyhodnocována tlaková vlna pouze při inspiriu, aby bylo možné porovnat konvenční ventilační systém se systémem CPAP.

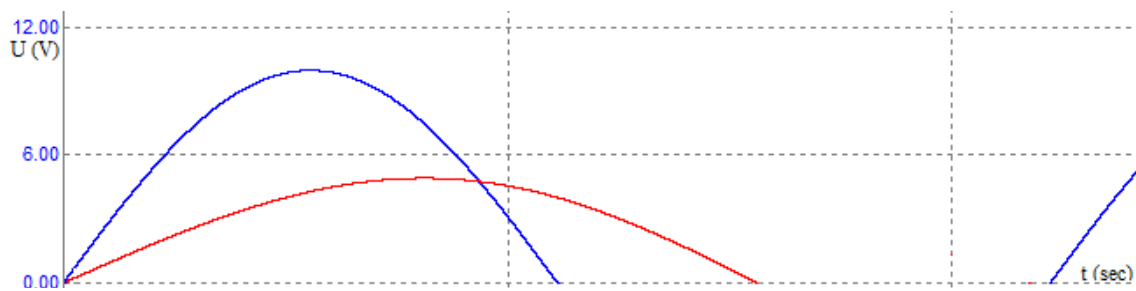
Simulace byla provedena v programu Micro-Cap 10.0.9.2 (Spectrum-Software, USA) na níže vyobrazeném obvodu.



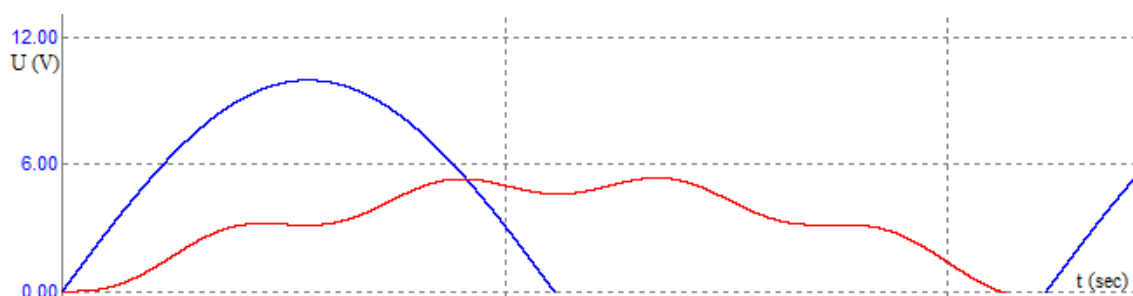
Obrázek 2.5 Schéma inspirační části ventilačního okruhu použitého pro analýzu CPAP a CV okruhů Medin a VentStar. Nastavená hodnota napěťové amplitudy 10 V, průběh sinusový.

### 2.4.1 Výsledky numerické simulace

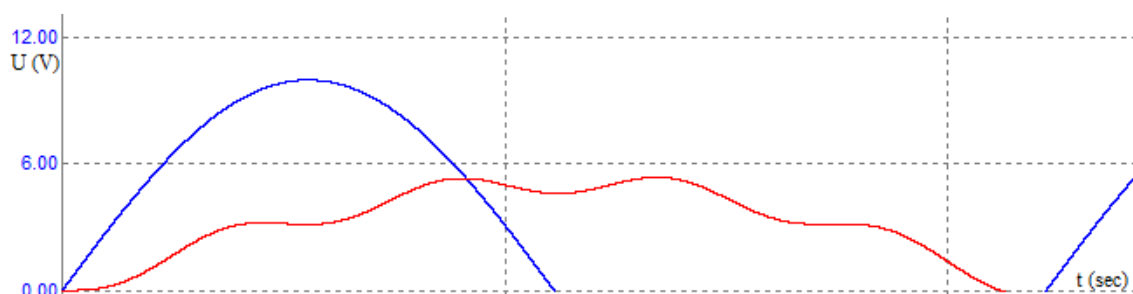
Modrý signál představuje generované hodnoty ze zdroje, zatímco červený signál zobrazuje průběh v místě okruhu před sériovou kombinací  $R_{pac}$ ,  $L_{pac}$  a  $C_{pac}$  (červený bod na Obrázku 2.5), tj. analogie tlaku, sledovaného na začátku dýchacích cest pacienta.



Obrázek 2.6 Ukázka průběhu veličiny analogické k tlaku plynu uvnitř ventilačního okruhu při nulové poddajnosti



Obrázek 2.7 Ukázka průběhu veličiny analogické k tlaku plynu uvnitř ventilačního okruhu doporučeném rozmezí poddajnosti



Obrázek 2.8 Ukázka průběhu veličiny analogické k tlaku plynu uvnitř ventilačního okruhu při největší hodnotě poddajnosti

Tabulka 2.3 Výsledné hodnoty simulace CPAP. Hodnoty napětí v elektroakustické analogii nahrazují hodnotu tlaku.

	<b>Maximální napětí v komoře (V)</b>	<b>Maximální napětí za komorou (V)</b>	<b>Maximální napětí u pacienta (V)</b>
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	8,57	5,02	5,02
<b>Minimální hladina</b>	8,63	5,51	5,51
<b>Maximální hladina</b>	8,86	5,52	5,52
<b>Přeplnění</b>	9,13	5,54	5,54

Tabulka 2.4 Výsledné hodnoty simulace CV. Hodnoty napětí v elektroakustické analogii nahrazují hodnotu tlaku.

	<b>Maximální napětí v komoře (V)</b>	<b>Maximální napětí za komorou (V)</b>	<b>Maximální napětí u pacienta (V)</b>
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	8,86	5,33	5,33
<b>Minimální hladina</b>	8,93	5,82	5,82
<b>Maximální hladina</b>	9,14	5,84	5,84
<b>Přeplnění</b>	9,42	5,85	5,85

Tabulka 2.5 Porovnání výsledných hodnot tlakového útlumu ve ventilačních okruzích.

	<b>Zdroj</b>		<b>CPAP</b>		<b>CV</b>	
	<b>Generátor tlaku</b>	<b>Generátor tlaku [%]</b>	<b>Pokles tlaku u pacienta (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Procentuální pokles tlaku u pacienta [%]</b>	<b>Pokles tlaku u pacienta (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Procentuální pokles tlaku u pacienta [%]</b>
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	10	100	5,02	50,2	5,33	53,3
<b>Minimální hladina</b>	10	100	5,51	55,1	5,82	58,2
<b>Maximální hladina</b>	10	100	5,52	55,2	5,84	58,4
<b>Přeplnění</b>	10	100	5,54	55,4	5,85	58,5
Průměrná hodnota			5,40	53,98	5,71	57,10

## 3 Laboratorní experiment

Za účelem potvrzení teoretických předpokladů a numerických simulací byl navržen laboratorní experiment. Metodika provedení experimentu, výsledky a dílčí diskuse jsou uvedeny níže.

### 3.1 Použité přístroje a materiál

Jako okruh CPAP bylo použito ventilačních trubic Medin od Medical Innovations GmbH ref. č. 1207, připojených k CPAP driveru Fabian (ACUTRONIC, Švýcarsko). Tento CPAP driver umožňuje aktivovat funkci kompenzaci úniku tlaku, proto byla tato funkcionality zahrnuta do laboratorního experimentu.

Pro experiment s konvenční ventilací byl zvolen okruh VentStar, ref. č. MP00308 (Dräger Medical GmbH, Německo) a ventilační přístroj Evita V500 (Dräger Medical GmbH, Německo).

#### 3.1.1 Měřidlo tlakových parametrů

Pro měření distribuce tlakových parametrů ventilačním okruhem bylo použito experimentální měřidlo tlaku CHOBOTNICE, vyvinuté v laboratořích FBMI ČVUT. Tento měřicí systém využívá až 6 senzorů tlaku 26PC1SMT (Honeywell, USA) s lineárním rozsahem měření tlaku v rozsahu 0 - 10kPa a A/D převodníku DAQ 6210 (National Instruments, USA) s přímým propojením do PC.

Ověření a kalibrace byla provedena pomocí simulátoru AIRFLOW KAL84 pressure calibrator Z2-12007092/000 a mikromanometru KAL84 s rozsahem 0-10 kPa.

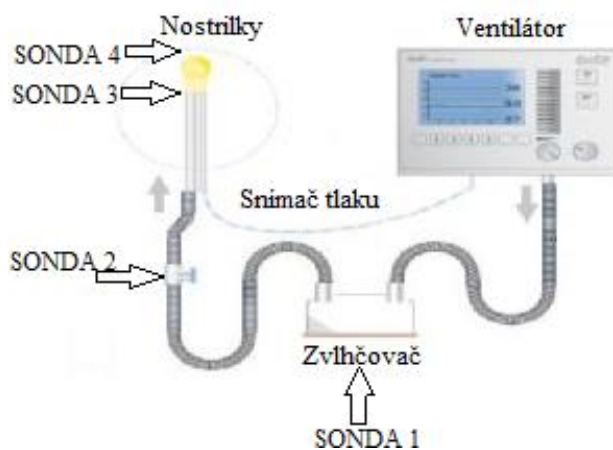
Konstanty pro přepočet

<b>Sonda 1</b>	1,5 V = 10 <i>cmH<sub>2</sub>O</i>
<b>Sonda 2</b>	1,5 V = 10 <i>cmH<sub>2</sub>O</i>
<b>Sonda 3</b>	1,6 V = 10 <i>cmH<sub>2</sub>O</i>
<b>Sonda 4</b>	1,5 V = 10 <i>cmH<sub>2</sub>O</i>



### 3.1.2 Postup měření pro okruh CPAP

1. Výroba a definování zvlhčovací komory o různých hodnotách poddajnosti
2. Zapnutí počítače se softwarem Chobotnice a připojení příslušného zařízení Chobotnice do USB vstupu v PC
3. Připojení přístroje k symetrickému zdroji napětí +/- 16 V
4. Připojení sond do kanálů (1. sondu do kanálu číslo 1 a dále analogické připojení sondy 2 a 3)
5. Sestavení analyzovaného okruhu k plicní ventilaci (CPAP)
6. Umístění sondy 1 do okruhu v místě zvlhčovací komory viz Obrázek 3.1, 3.4 a 3.5
7. Umístění sondy 2 do okruhu za zvlhčovací komoru viz Obrázek 3.2, 3.4 a 3.5
8. Umístění sondy 3 do okruhu těsně před pacienta viz Obrázek 3.3, 3.4 a 3.5
9. Spuštění ventilačního režimu
10. Spuštění nahrávání softwaru pro zaznamenání dat
11. Zaznamenání a zpracování dat v programu Matlab
12. Výměna zvlhčovací komory s jinou hodnotou poddajnosti



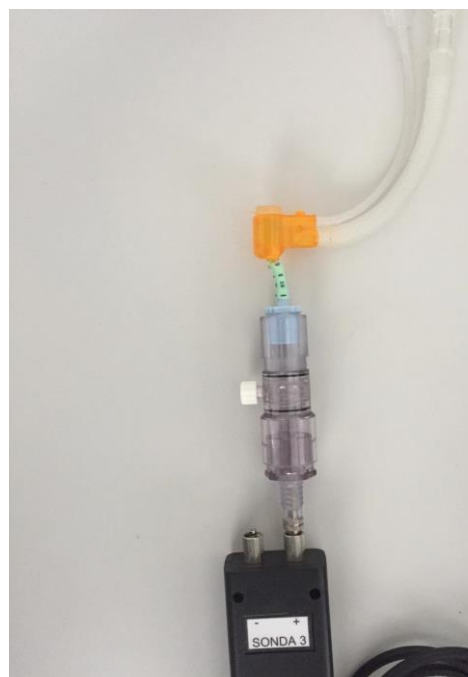
Obrázek 3.1 Umístění sond ve ventilačním okruhu CPAP



Obrázek 3.2 Umístění sondy 1 v místě zvlhčovací komory



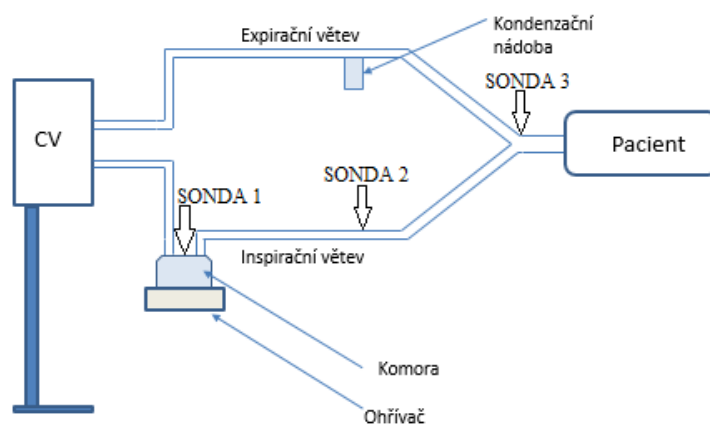
Obrázek 3.3 Umístění sondy 2 v místě za zvlhčovací komorou



Obrázek 3.4 Umístění sondy 3 v místě u pacienta

### 3.1.3 Postup měření pro okruh CV

Postup měření s konvenčním okruhem je téměř analogický jako pro okruh CPAP, viz níže uvedený obrázek. Při sestavování analyzovaného okruhu je použito odpovídajících trubek, čímž je do okruhu kromě inspirační větve zařazena od pacienta větev expirační. Následné uspořádání sond do okruhu taktéž obdobné okruhu CPAP.



Obrázek 3.5 Umístění sond ve ventilačním okruhu CV

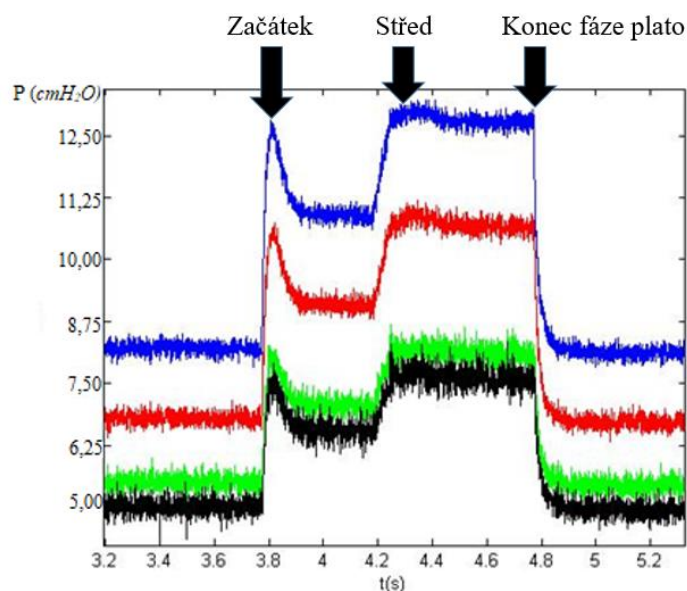
### 3.1.4 Nastavení ventilačních parametrů

Tabulka 3.1 Nastavené ventilační parametry na CV a CPAP ventilátoru

CPAP: DuoPAP (dvouúrovňová tlaková podpora)	CV: Režim PC-AC (Asistovaně řízená a tlakově řízená ventilace)
PEEP 7 $cmH_2O$	PEEP 7 $cmH_2O$
PDUO 15 $cmH_2O$	PIP 15 $cmH_2O$
Frekvence 15 dechů za minutu	
Inspirační čas 2 s	

### 3.1.5 Vyhodnocované úseky

Vzhledem k charakteru průběhu tlakového signálu, resp. signálů, při nekompenzovaném úniku tlaku při CPAP podpůrné ventilační terapii je žádoucí vyhodnocovat více úseků tlakového signálu, viz Obrázek 3.6 níže. Konkrétně jde o počáteční hodnotu dosaženého tlaku (označeno Začátek), následně střední úsek tzv. plato (označeno Střed) a v poslední řadě pak konečný úsek (označeno Konec fáze plato).

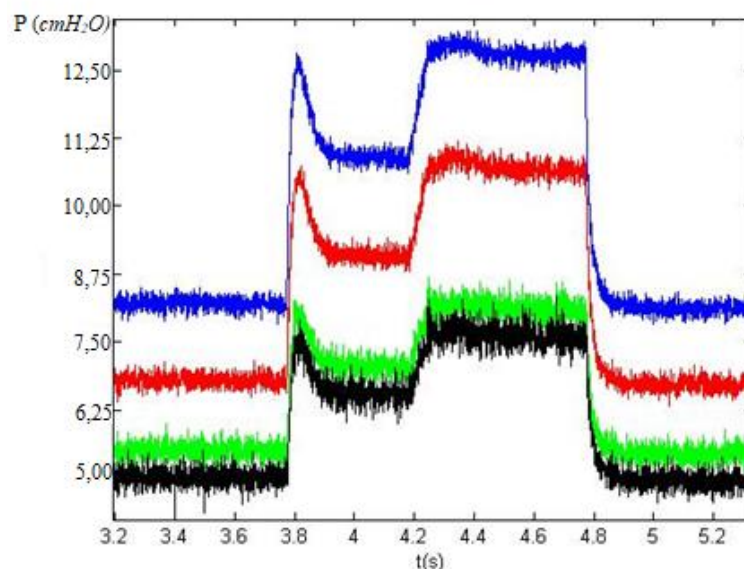


Obrázek 3.6 Zadefinování analyzovaných částí fáze plato (začátek, střed a konec)

## 3.2 Výsledky praktického experimentu

### 3.2.1 Analýza CPAP okruhu – bez kompenzace úniků

Níže jsou uvedeny výsledky analýzy tlakových průběhů v CPAP okruhu při vypnuté kompenzaci tlakových úniků v okruhu.



**Obrázek 3.7** Ukázka průběhu dechu CPAP v režimu bez kompenzace úniku. Modrá křivka představuje průběh tlaku v komoře (sonda 1), červená křivka vyjadřuje průběh tlaku za komorou zvlhčovače (sonda2), zelená a černá křivka je průběh tlaku u pacienta (sonda 3 a 4).

Tabulka 3.2 Průměrné hodnoty špičkových tlaků – nastavení bez kompenzace úniku

	Maximální tlak v komoře (cmH <sub>2</sub> O)	Maximální tlak za komorou (cmH <sub>2</sub> O)	Maximální tlak u pacienta (cmH <sub>2</sub> O)	
			Měřeno v tlakové lince (vlevo)/v simulované plíci (sloupec vpravo)	
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	19,72	17,53	14,65	13,25
<b>Minimální hladina</b>	19,78	17,59	14,79	13,31
<b>Maximální hladina</b>	20,11	17,65	14,84	13,31
<b>Přeplnění</b>	20,17	17,74	14,9	13,36

Z důvodu odlišného charakteru tlakového signálu, resp. signálů, při nekompenzovaném úniku tlaku při CPAP podpůrné ventilační terapii byly tlakové průběhy kompletně sledovány, viz tabulky s výsledky uvedené níže.

Tabulka 3.3 Průběh fáze plato v místě zvlhčovací komory (sonda 1)

	<b>Maximální tlak v komoře (<math>cmH_2O</math>)</b>		
	Začátek fáze plato	Střed fáze plato	Konec fáze plato
<b>Prázdny zvlhčovač</b>	18,89	19,91	19,85
<b>Minim. hladina</b>	19,16	20,49	19,30
<b>Maxim. hladina</b>	19,39	20,53	20,16
<b>Přeplnění</b>	19,91	20,16	20,18

Tabulka 3.4 Průběh fáze plato v místě za zvlhčovací komorou (sonda 2)

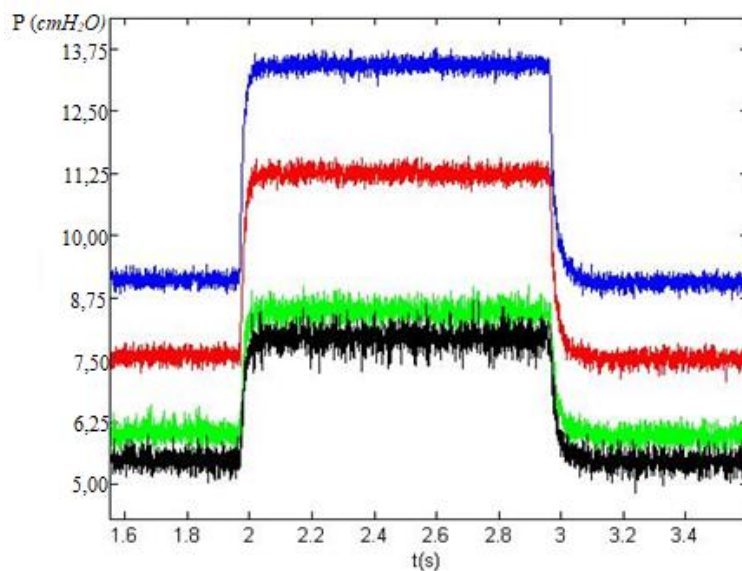
	<b>Maximální tlak za komorou (<math>cmH_2O</math>)</b>		
	Začátek fáze plato	Střed fáze plato	Konec fáze plato
<b>Prázdny zvlhčovač</b>	17,21	17,28	17,33
<b>Minim. hladina</b>	17,42	17,47	17,45
<b>Maxim. hladina</b>	17,59	17,63	17,61
<b>Přeplnění</b>	17,68	17,78	17,72

Tabulka 3.5 Průběh fáze plato v místě u vstupu do pacienta (sonda 3) ve fázi plato

	<b>Maximální tlak u pacienta (<math>cmH_2O</math>)</b>		
	Začátek fáze plato	Střed fáze plato	Konec fáze plato
<b>Prázdny zvlhčovač</b>	13,24	13,30	13,27
<b>Minim. hladina</b>	13,40	13,39	13,40
<b>Maxim. hladina</b>	13,45	13,43	13,51
<b>Přeplnění</b>	13,50	13,67	13,64

### 3.2.2 Analýza CPAP okruhu – kompenzace úniků aktivní

Níže jsou uvedeny výsledky analýzy tlakových průběhů v CPAP okruhu při aktivované kompenzaci tlakových úniků v okruhu.



**Obrázek 3.8** Ukázka průběhu dechu CPAP v režimu s kompenzací úniku. Modrá křivka představuje průběh tlaku v komoře (sonda 1), červená křivka vyjadřuje průběh tlaku za komorou zvlhčovače (sonda 2), zelená a černá křivka je průběh tlaku u pacienta (sonda 3 a 4).

Tabulka 3.6 Průměrné hodnoty špičkových tlaků

	<b>Maximální tlak v komoře (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Maximální tlak za komorou (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Maximální tlak u pacienta (cmH<sub>2</sub>O)</b> <i>Měřeno v tlakové lince (vlevo)/v simulované plíci (sloupec vpravo)</i>	
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	20,41	18,03	15,10	14,55
<b>Minimální hladina</b>	20,45	18,07	15,14	14,62
<b>Maximální hladina</b>	20,49	18,08	15,20	14,82
<b>Přeplnění</b>	20,62	18,11	15,22	14,92

### 3.2.1 Analýza okruhu pro konvenční ventilaci

Níže jsou uvedeny výsledky analýzy tlakových průběhů v CV okruhu ventilačního přístroje Evita V 500.

Tabulka 3.7 Průměrné hodnoty špičkových tlaků

	<b>Maximální tlak v komoře (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Maximální tlak za komorou (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Maximální tlak u pacienta (cmH<sub>2</sub>O)</b>
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	14,86	14,71	14,76
<b>Minimální hladina</b>	14,88	14,78	14,78
<b>Maximální hladina</b>	14,91	14,81	14,80
<b>Přeplnění</b>	14,97	14,84	14,84

Tabulka 3.8 Průběh fáze plato v místě zvlhčovací komory (sonda 1).

	<b>Maximální tlak v komoře (cmH<sub>2</sub>O)</b>		
	Začátek fáze plato	Střed fáze plato	Konec fáze plato
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	14,77	14,75	14,86
<b>Minim. hladina</b>	14,81	14,79	14,92
<b>Maxim. hladina</b>	14,86	14,85	14,91
<b>Přeplnění</b>	14,93	14,85	14,97

Tabulka 3.9 Průběh fáze plato v místě za zvlhčovací komorou (sonda 2).

	<b>Maximální tlak za komorou (cmH<sub>2</sub>O)</b>		
	Začátek fáze plato	Střed fáze plato	Konec fáze plato
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	14,59	14,78	14,71
<b>Minim. hladina</b>	14,63	14,69	14,78
<b>Maxim. hladina</b>	14,70	14,75	14,84
<b>Přeplnění</b>	14,78	14,83	14,82

Tabulka 3.10 Průběh fáze plato v místě u vstupu do pacienta (sonda 3).

	<b>Maximální tlak u pacienta (cmH<sub>2</sub>O)</b>		
	Začátek fáze plato	Střed fáze plato	Konec fáze plato
<b>Prázdný zvlhčovač</b>	14,73	14,74	14,84
<b>Minim. hladina</b>	14,76	14,79	14,78
<b>Maxim. hladina</b>	14,81	14,85	14,80
<b>Přeplnění</b>	14,84	14,89	14,84

## 4 Určení nejistot měření

**Nejistota typu A:**

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n - 1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (1)$$

kde

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i \quad (2)$$

Přičemž  $\bar{x}$  je průměrná hodnota z naměřeného vzorku hodnot,  $n$  je počet vzorků měření.

Nejistota typu A byla vypočítána z 11 měření podle vzorce (1). Výsledné hodnoty jsou uvedeny pro sondy 1-4 v obrázcích 9.2,4,6.

### **Nejistota typu B**

Jednotlivé nejistoty typu B jsou určeny vztahem:

$$u_{Bz} = \frac{\Delta_z \max}{\kappa} \quad (3)$$

kde  $\Delta_z \max$  je hodnota maximálního rozpětí měřené veličiny s uvažovaným zdrojem nejistoty,  $\kappa$  je koeficient tvaru rozložení hodnot; pro rovnoměrné rozložení hodnot je tabelovaný koeficient  $\sqrt{3}$ .

Celková nejistota typu B je dána geometrickým součtem jednotlivých zdrojů nejistot typu B takto:

$$u_{B \text{ celk.}} = \sqrt{\sum_{z=1}^n u_{Bz}^2} \quad (4)$$

Při určování zdrojů nejistoty typu B byly použity konkrétní číselné hodnoty přesností jednotlivých použitých senzorů a přístrojů, tak jak je uvádějí jejich výrobci. Zároveň byl proveden test zaměřený na prokázání dalších možných vlivů na přesnost měření.



Změna napájecího napětí senzoru o  $\pm 0,1$  V neměla žádný měřitelný (prokazatelný) vliv na výsledky měření.

Dále byly měněny laboratorní podmínky v rozsazích, které mohou eventuálně nastat v klinickém prostředí – změna teploty místnosti o 3 °C, změna složení ventilační směsi (vzduch/kyslík). Uvedené změny se při testu neprojevíly.

#### **Vyčíslení nejistot typu B:**

Nejistota měření výstupního napětí senzoru 26PC1SMT (Honeywell) v závislosti na teplotě. Výrobce udává hodnota je 1,5 %.

$$u_{B1} = \frac{\Delta_{1 \max}}{\chi} = \frac{\bar{x} \cdot 0,015}{\sqrt{3}} \quad (5)$$

Nejistota měření daná linearitou senzoru 26PC1SMT. Výrobce uvedená hodnota je 0,5 %.

$$u_{B2} = \frac{\Delta_{2 \max}}{\chi} = \frac{\bar{x} \cdot 0,005}{\sqrt{3}} \quad (6)$$

Nejistota měření daná opakovatelností měření (hystereze) senzoru 26PC1SMT. Výrobce udává hodnota je 0,2 %.

$$u_{B3} = \frac{\Delta_{3 \max}}{\chi} = \frac{\bar{x} \cdot 0,005}{\sqrt{3}} \quad (7)$$

Nejistota měření napětí určená z přesnosti použitého měřicího přístroje Agilent 34401A. Výrobce uvádí přesnost (0,005 % z hodnoty + 0,0035 % z rozsahu). Měření bylo provedeno na rozsahu 10 V.

$$u_{B4} = \frac{\Delta_{4 \max}}{\chi} = \frac{\bar{x} \cdot 0,00005 + 10 \cdot 0,000035}{\sqrt{3}} \quad (8)$$

Celková nejistota typu B pro měření napětí snímačem 26PC1SMT:

$$u_{B \text{ celk.}} = \sqrt{\sum_{z=1}^n u_{Bz}^2} \quad (9)$$

### Výpočet kombinované nejistoty měření typu C

Pro výpočet kombinované nejistoty typu C je využito nejistoty typu A a B

$$\mathbf{u}_C = \sqrt{\mathbf{u}_A^2(\mathbf{x}) + \mathbf{u}_B^2(\mathbf{x})} \quad (10)$$

Kombinované nejistota typu C udává interval, ve kterém by se skutečná hodnota veličiny měla pohybovat s pravděpodobností 68 %. Určením rozšířené nejistoty se pravděpodobnost výskytu výsledku v daném intervalu zvyšuje. Standardně je využíván koeficient  $k_r = 2$ , tím je pravděpodobnost výsledku v daném intervalu zvýšena na 95 %.

$$\mathbf{U}(\mathbf{x}) = \mathbf{k}_r \cdot \mathbf{u}_C(\mathbf{x}) \quad (11)$$

Výsledky měření jsou uvedeny v kapitole Přílohy. Pro sondu 1 v kapitole 9.1, pro sondu 2 v kapitole 9.2, pro sondu 3 v kapitole 9.3 a pro sondu 4 v kapitole 9.4.

## 5 Diskuse

Hlavním výstupem celé práce je zjištění, že výška vodní hladiny ve zvlhčovací komoře má vliv na parametry umělé plicní ventilace, kdy míra útlumu tlakové křivky roste s klesající hladinou vody v komoře. Tyto výsledky byly prvotně dosaženy pomocí simulací a potvrzeny laboratorním experimentem pro ventilační systém typu CPAP. U konvenčních ventilátorů (CV) nebyl vliv výšky vodní hladiny pozorován.

Výše uvedený závěr se opírá o provedené experimenty, které byly dokumentovány v předchozích kapitolách, níže jsou diskutovány zjištěné výsledky.

### 5.1 Numerické simulace

Zjištěním numerických simulací je fakt, že změna parametru poddajnosti ve ventilačním okruhu, která je v praxi realizovaná objemem zvlhčovací komory, má prokazatelný vliv na velikost amplitudy tlakového signálu.

V rámci této části práce byla provedena identifikace mechanických vlastností a parametrů CV a CPAP okruhů včetně analýzy proměnného objemu zvlhčovací komory. Dle limitních objemů komory byly určeny hodnoty její poddajnosti, konkrétně pak  $(1,7 \pm 2,4) \cdot 10^{-9} \text{ m}^3/\text{Pa}$ , které následně sloužily jako vstupní parametry pro simulace, jež byly provedeny v programu MICROCAP. Dle předpokladů nejnižší hodnotu poddajnosti vykazovala komora nejvíce naplněna vodou, analogicky nejvyšších hodnot poddajnosti bylo dosaženo u komor s minimálním objemem vody.

Výsledky simulací vykazují pro oba okruhy (CV a CPAP) stejné fenomény, jelikož oba druhy byly nahrazeny pomocí elektroakustické analogie totožným způsobem.

Amplituda tlakového signálu v jednotlivých segmentech ventilačního okruhu, dle teoretického předpokladu, klesá, což je patrné z výsledků v tabulkách 2.3 a 2.4. V obou situacích dochází k poklesu amplitudy na cca 60 - 50 % původní hodnoty. V případě, že zvlhčovací komora byla naplněna po okraj vodou, tj. poddajnost je nízká, dochází k nižšímu útlumu.

Zjištěná tlaková ztráta se jeví jako zásadní z pohledu řízení a regulace ventilátoru, tato ztráta musí být adekvátně kompenzována, pravděpodobně navýšením tlakového gradientu uvnitř ventilačního okruhu.

Rozdíl mezi maximálním a minimálním rozsahem poddajnosti se u pacienta projevuje výchytkou 0,5 V, což v relativním pohledu představuje 5 % z nastavené hodnoty amplitudy. V případě požadavku na zajištění stability tlakových parametrů v respiračním systému pacienta mohou být tyto výchytky zanedbatelné, pokud nebude docházet k jiným únikům tlaku.

## **5.2 Laboratorní experiment**

Byl proveden laboratorní experiment, v němž byly sestaveny ventilační okruhy, do něhož byly ve čtyřech místech umístěny měřicí sondy, jimž byla ověřena funkčnost a provedena kalibrace pomocí převodních konstant. Sondy synchronně v reálném čase měřily rozdíly tlaků oproti atmosférickému tlaku, signál následně zaznamenával a zobrazoval program Chobotnice v SW prostředí LabView. Výsledky byly následně exportovány do softwaru Matlab, ve kterém byly dále zpracovány a analyzovány.

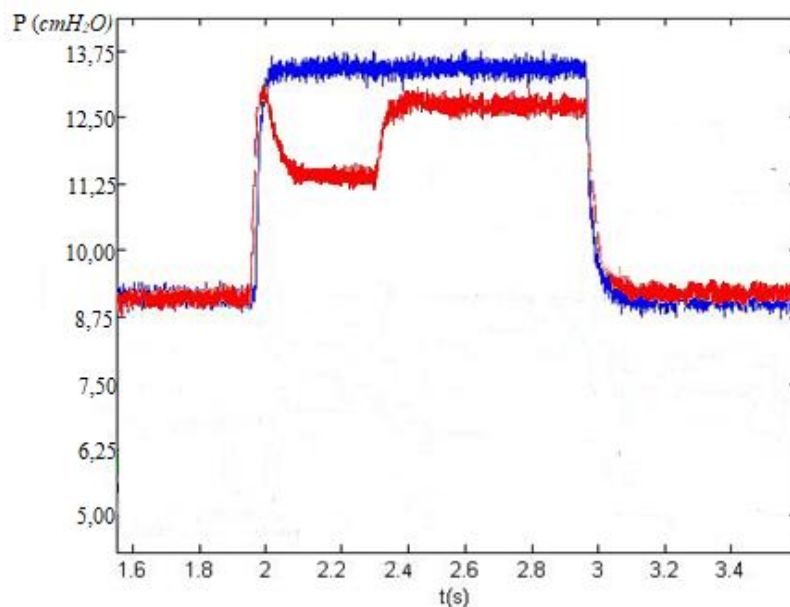
## **5.3 Ventilační režim CPAP**

### **5.3.1 Režim CPAP bez kompenzace úniků**

První část měření probíhala na ventilátoru ACUTRONIC Fabian v režimu CPAP bez kompenzace úniku tlaku v okruhu. Výsledky experimentu potvrzují teoretické zjištění. Měřené amplitudy tlaků klesly oproti nastaveným hodnotám po průchodu zvlhčovací komorou a ventilačním okruhem v průměru o 33,27 %, ale pokles v případě SW simulací byl o 57,1 %. Rozdíl lze vysvětlit mírou abstrakce modelu, kdy použitá metoda elektroakustická analogie např. neuvažuje vlastnosti plynného média a neuvažuje skutečnou formu realizace CPAP generátoru

V případě porovnávání naměřených hodnot v simulovaném respiračním systému pacienta s hodnotami, které si zpětnovazebně měří ventilátor, jsou naměřené hodnoty tlaku o 1,4 % nižší než hodnoty zobrazované ventilátorem. Důvodem je umístění odběrového místa tlaku do blízkosti zúžení CPAP generátoru před samotné nostrilky (nasální aplikátor).

V rámci výsledků byl dále v režimu CPAP bez kompenzace vyčíslen pokles tlaků ve fázi plató. Z výsledků (Tabulka 3.8 až 3.10). Z výsledků vyplývá, že se nekompenzovaný systém obtížněji reguluje a tím dochází po iniciálním navýšení tlaku k propadu. Tento fenomén však lze odstranit aktivací kompenzace úniku, která je řešena navýšováním průtoku plynu v systému. Tato funkce ale může představovat nevýhodu v podobě vzniku turbulentních proudění nebo může zvýšit eliminaci  $\text{CO}_2$  z plic pacienta.



Obrázek 5.1 Porovnání průběhů tlaku při vypnuté kompenzaci úniku (červený signál) a při aktivované kompenzaci úniku tlaků (modrý signál).

### 5.3.2 Režim CPAP s kompenzací úniku

Funkce kompenzace úniku se stala běžnou součástí CPAP ventilátorů před cca 5 lety, kdy jako první byl touto funkcí osazen CPAP ventilátor CNO (Medin), následovaly jej ventilátory výrobce Acutronic s modely Fabian. Kompenzace je v praxi realizována navýšením průtoku ventilační směsi až o 20 % z nastavené hodnoty průtoku. Důvodem je stabilizace tlakových parametrů v respiračním systému pacienta a kompenzace drobných úniků plynu okolo CPAP nostril nebo masek a také při pohybu pacienta.

Při totožném nastavení všech parametrů ventilátoru, avšak se zapnutým režimem kompenzace úniku měřil ventilátor zpětnovazebné hodnoty v průměru o 0,5 cmH<sub>2</sub>O větší než v režimu bez kompenzace. Navýšení je projevem dynamického navýšování průtoku.

### **5.3.3 Konvenční ventilační režim**

Při experimentu s CV DRÄGER Evita V 500 byly také pozorovány tlakové úbytky na jednotlivých součástech částech ventilačního okruhu, avšak nikoli tak dramatické, jako v případě CPAP systémů typu Acutronic Fabian. Důvodem je jiný systém řízení průtoku plynu a využití nižších průtoků pro genezi tlaku.

Zároveň byl pozorován pouze nepatrný vliv výšky hladiny vody v komoře. Důvodem zřejmě je, že systém ventilátoru V 500 velmi rychle kompenzuje tlakové změny způsobené mechanickými vlastnostmi okruhu a to v širším rozsahu než CPAP systémy.

### **5.3.4 Diskuse nepřesností výsledků**

Rozdíl teoretických a praktických výsledků je pravděpodobně způsoben kvůli velkému zjednodušení ventilačního okruhu u elektroakustické analogie. Reálná data byla tedy srovnávána pouze s modelem, který nezohledňuje teplotu ani vlhkost, kterou jsou měřicí senzory velmi ovlivňovány. Model navíc představuje absolutně těsný systém, což neodpovídá realitě zejména při přechodu směsi plynu mezi ventilačním okruhem a pacientem.

Zároveň se do výsledků měření promítají chyby, způsobené konstrukčními nedostatky senzorů, jejich hysterezí a teplotní závislostí. Z těchto důvodů byly stanoveny nejistoty měření pro jednotlivé měřicí sondy a výsledky těchto nejistot jsou uvedeny v příloze této práce.

Z osobní zkušenosti s měřicím systémem „chobotnice“ pak také vyplývá, že senzory Honeywell 2PC01 jsou zřejmě i nestabilní v čase a během řešení této bakalářské práce bylo nutné pravidelně před měření provádět kalibraci.

## 6 Závěr

V rámci řešení bakalářské práce byla zpracována problematika týkající se často se vyskytujících provozních komplikací, jako je změna mechanických vlastností ventilačních okruhů. Zde prezentovaná situace nastává např. při vypaření vody ze zvlhčovací komory, která je vždy součástí jak CPAP tak i konvenčních ventilačních okruhů.

Bylo zjištěno, že tyto komplikace mohou ovlivnit průběh umělé plicní ventilace, tj. její efektivitu a v krajních situacích také bezpečnost, v podobě změny průtoku plynu CPAP systémem a tím i navýšením eliminace oxidu uhličitého z organismu.

Byla provedena identifikace CV a CPAP okruhů pro umělou plicní ventilaci pomocí metod elektroakustické analogie a zároveň byl vytvořen excelovský soubor pro snazší identifikaci jednotlivých komponent.

Pro praktické experimenty byla ověřena funkčnost a přesnost měřicího systému „Chobotnice“ a určeny konstanty pro přepočty pro jednotlivé používané sondy. Měření proběhlo na konvenční a CPAP ventilaci s výše uvedeným zjištěním.

Teoretické výsledky zjištěné pomocí výpočtů elektroakustické analogie se laboratorním experimentem potvrdily, avšak velikosti konkrétních tlakových ztrát byly zjištěny výrazně nižší, což potvrdilo účinnou schopnost kompenzace změn poddajnosti ventilačních okruhů pomocí ventilátorů. Závažný vliv hladiny výšky vody nebyl prokázán.

## 7 Seznam použité literatury

[1] DOSTÁL, Pavel, ČERNÝ, Vladimír, ed. *Základy umělé plicní ventilace*. 2. rozšířené vydání. Praha: MAXDORF, 2005. ISBN 80-7345-059-3.

[2] RATHGEBER, Jörg, Stephan KAZMAIER, Olaf PENACK a Klaus ZÜCHNER. Evaluation of heated humidifiers for use on intubated patients: a comparative study of humidifying efficiency, flow resistance, and alarm functions using a lung model. *Intensive Care Medicine*. 2002, **28**(6), 731-739. DOI: 10.1007/s00134-002-1275-9. ISSN 0342-4642. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00134-002-1275-9>

[3] <http://www.medicaexpo.com/medical-manufacturer/humidification-chamber-2051.html>

[4] ESQUINAS, Antonio Matías, ed. *Humidification in the intensive care unit: the essentials*. New York: Springer, 2012. ISBN 978-364-2029-738.

[5] KOHLENBERG, Anke, Frank SCHWAB, Michael BEHNKE, Christine GEFFERS a Petra GASTMEIER. Pneumonia associated with invasive and noninvasive ventilation: an analysis of the German nosocomial infection surveillance system database. *Intensive Care Medicine*. 2010, **36**(6), 971-978. DOI: 10.1007/s00134-010-1863-z. ISSN 0342-4642. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00134-010-1863-z>

[6] BERSTEN, Andrew D., Neil SONI a Teik E. OH, ed. *Oh's intensive care manual*. 5th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2003. ISBN 0-7506-5184-9.

[7] MIYAO, H., T. HIROKAWA, K. MIYASAKA a T. KAWAZOE. Relative humidity, not absolute humidity, is of great importance when using a humidifier with a heating wire. *Critical Care Medicine*. 1992, **20**(5), 674-9.

[8] PELOSI, Paolo, Davide CHIUMELLO, Paolo SEVERGNINI, et al. Performance of heated wire humidifiers: An in vitro study. *Journal of Critical Care*. 2007, **22**(3), 258-264. DOI: 10.1016/j.jcrc.2006.12.009. ISSN 08839441. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883944107000056>



[9] ROUBÍK, Karel, Martin ROŽÁNEK a Richard GRÜNES. *Praktika z biomedicínské a klinické techniky*. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2008. ISBN 978-80-01-04023-2.

[10] CZERVINSKE, M. P., BARNHART, S. L. *Perinatal and Pediatric Respiratory Care*. 2 nd edition. Saunders (USA), 2003. ISBN 0-7216-8231-6.

[11] HEROLD, Ivan, Vladimír ČERNÝ a Karel CVACHOVEC, ed. *4. celostátní konference Umělá plicní ventilace: [konána ve dnech 15. - 16. 2. 2006 v Mladé Boleslavi] : finální program/souhrn přednášek*. [Mladá Boleslav: Klaudiánova nemocnice, 2006]. ISBN 80-86313-17-4.

[12] [http://bemeseast.com/index.php?route=product/product&product\\_id=180](http://bemeseast.com/index.php?route=product/product&product_id=180)

[13] <http://intersurgical.cz/produkty/tepelne-a-zvlh-ovaci-vym-niky-hme>

## 8 Přílohy

### 8.1 Sonda 1

číslo měření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
nastavený tlak cmH2O	<b>U</b>										
	<b>mV</b>										
1	149	151	168	151	146	155	144	148	149	152	159
2	301	303	289	302	303	302	299	302	300	308	305
3	448	450	452	454	456	455	445	453	463	452	456
4	598	603	607	596	601	612	607	603	607	608	606
5	756	760	768	759	755	760	764	764	769	763	757
6	904	910	893	906	899	905	911	909	903	905	913
7	1055	1058	1068	1060	1058	1071	1062	1061	1059	1062	1062
8	1206	1208	1200	1212	1210	1217	1229	1211	1221	1229	1212
9	1357	1361	1371	1365	1369	1369	1375	1373	1369	1380	1363
10	1503	1506	1498	1518	1515	1521	1527	1520	1521	1508	1514
11	1657	1661	1665	1668	1672	1673	1669	1680	1673	1655	1665
12	1808	1818	1810	1809	1802	1825	1798	1805	1825	1833	1816
13	1959	1962	1965	1974	1981	1978	1979	1968	1977	1981	1967
14	2110	2113	2120	2127	2127	2130	2121	2129	2139	2129	2118
15	2261	2267	2280	2291	2287	2282	2277	2279	2282	2284	2295

Tabulka 9.1 Hodnoty kalibrace sondy 1

číslo měření	průměrná hodnota	nejistota a typu A	nejistota typu B 1	nejistota typu B 2	nejistota typu B 3	nejistota typu B 4	sum2	nejistota a typu B celk	nejistota typu C	U(x)	formální zápis	
1												
2	152,00	6,708	1,316	0,439	0,176	0,005	1,956	1,399	6,852	13,705	152,00	± 13,70
3	301,27	4,735	2,609	0,870	0,348	0,009	7,685	2,772	5,487	10,973	301,27	± 10,97
4	453,09	4,721	3,924	1,308	0,523	0,013	17,382	4,169	6,299	12,597	453,09	± 12,60
5	604,39	4,652	5,234	1,745	0,698	0,018	30,928	5,561	7,250	14,501	604,39	± 14,50
6	761,36	4,653	6,594	2,198	0,879	0,022	49,080	7,006	8,410	16,821	761,36	± 16,82
7	905,26	5,714	7,840	2,613	1,045	0,026	69,385	8,330	10,101	20,203	905,26	± 20,20
8	1061,45	4,569	9,192	3,064	1,226	0,031	95,394	9,767	10,783	21,565	1061,45	± 21,57
9	1214,10	9,137	10,514	3,505	1,402	0,035	124,804	11,172	14,432	28,864	1214,10	± 28,86
10	1368,35	6,535	11,850	3,950	1,580	0,040	158,531	12,591	14,186	28,372	1368,35	± 28,37
11	1513,75	8,983	13,109	4,370	1,748	0,044	194,010	13,929	16,574	33,148	1513,75	± 33,15
12	1667,10	7,457	14,438	4,813	1,925	0,048	235,311	15,340	17,056	34,112	1667,10	± 34,11
13	1813,58	10,890	15,706	5,235	2,094	0,053	278,478	16,688	19,927	39,853	1813,58	± 39,85
14	1971,84	7,970	17,077	5,692	2,277	0,057	329,201	18,144	19,817	39,635	1971,84	± 39,63
15	2122,36	7,189	18,380	6,127	2,451	0,061	381,376	19,529	20,810	41,620	2122,36	± 41,62
	2280,32	9,843	19,748	6,583	2,633	0,066	440,258	20,982	23,176	46,353	2280,32	± 46,35

Tabulka 9.2 Výpočet průměrných hodnot a následně nejistot typu A, B a C sondy 1

## 8.2 Sonda 2

číslo měření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
nastavený tlak	U										
cmH2O	mV										
1	146	144	148	149	152	155	164	138	144	148	149
2	303	289	309	308	312	302	299	312	283	308	299
3	456	465	451	448	454	455	436	486	422	468	449
4	601	593	609	611	613	612	592	606	561	628	599
5	755	749	762	773	753	760	738	734	739	788	749
6	899	908	904	897	902	905	844	908	893	948	899
7	1042	1055	1058	1063	1082	1071	1065	1067	1053	1085	1049
8	1231	1212	1210	1217	1224	1217	1203	1189	1209	1231	1253
9	1371	1365	1369	1369	1369	1369	1369	1358	1402	1381	1368
10	1498	1518	1515	1521	1527	1534	1540	1546	1552	1559	1565
11	1665	1668	1672	1673	1675	1649	1663	1629	1651	1676	1678
12	1810	1809	1802	1825	1803	1798	1789	1793	1790	1802	1816
13	1965	1974	1981	1978	1914	2012	1988	1979	1968	1957	1956
14	2120	2127	2127	2130	2079	2105	2109	2121	2129	2207	2089
15	2280	2291	2287	2282	2301	2304	2388	2277	2279	2293	2308

Tabulka 9.3 Hodnoty kalibrace sondy 2

číslo měření	průměrná hodnota	nejistota typu A	nejistota typu B	nejistota typu B	nejistota typu B	nejistota typu B	sum2	nejistota typu B	nejistota typu C	U(x)	formální zápis	
			1	2	3	4		celk				
1												
2	<b>148,82</b>	6,720	1,289	0,430	0,172	0,004	1,875	1,369	6,858	13,717	148,82	± 13,72
3	<b>302,18</b>	9,325	2,617	0,872	0,349	0,009	7,731	2,781	9,731	19,462	302,18	± 19,46
4	<b>453,64</b>	16,621	3,929	1,310	0,524	0,013	17,423	4,174	17,137	34,274	453,64	± 34,27
5	<b>602,27</b>	17,071	5,216	1,739	0,695	0,018	30,712	5,542	17,948	35,896	602,27	± 35,90
6	<b>754,55</b>	15,958	6,535	2,178	0,871	0,022	48,205	6,943	17,403	34,807	754,55	± 34,81
7	<b>900,64</b>	23,809	7,800	2,600	1,040	0,026	68,678	8,287	25,210	50,420	900,64	± 50,42
8	<b>1064,80</b>	11,933	9,221	3,074	1,230	0,031	95,996	9,798	15,440	30,880	1064,80	± 30,88
9	<b>1217,82</b>	16,875	10,547	3,516	1,406	0,035	125,569	11,206	20,257	40,513	1217,82	± 40,51
10	<b>1371,92</b>	11,322	11,881	3,960	1,584	0,040	159,357	12,624	16,957	33,914	1371,92	± 33,91
11	<b>1534,06</b>	20,440	13,285	4,428	1,771	0,044	199,253	14,116	24,840	49,680	1534,06	± 49,68
12	<b>1663,52</b>	14,953	14,406	4,802	1,921	0,048	234,300	15,307	21,398	42,797	1663,52	± 42,80
13	<b>1803,40</b>	11,168	15,618	5,206	2,082	0,052	275,361	16,594	20,002	40,004	1803,40	± 40,00
14	<b>1970,11</b>	24,288	17,062	5,687	2,275	0,057	328,622	18,128	30,307	60,614	1970,11	± 60,61
15	<b>2122,07</b>	32,842	18,378	6,126	2,450	0,061	381,273	19,526	38,208	76,417	2122,07	± 76,42
	<b>2299,02</b>	31,368	19,910	6,637	2,655	0,067	447,511	21,154	37,835	75,670	2299,02	± 75,67

Tabulka 9.4 Výpočet průměrných hodnot a následně nejistot typu A, B a C sondy 2

### 8.3 Sonda 3

číslo měření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
nastavený tlak	<b>U</b>										
cmH <sub>2</sub> O											
1	186	207	169	185	197	196	196	196	196	196	196
2	369	381	393	358	354	366	378	353	393	358	382
3	539	543	553	549	561	526	559	570	529	539	549
4	671	659	666	658	688	678	691	687	688	689	698
5	832	801	827	825	819	847	821	874	874	887	819
6	988	977	988	984	975	988	1001	1043	1085	988	1053
7	1172	1137	1192	1192	1262	1172	1172	1212	1252	1172	1190
8	1355	1297	1355	1355	1449	1355	1355	1381	1489	1355	1354
9	1528	1517	1529	1538	1536	1502	1568	1534	1541	1521	1528
10	1628	1592	1598	1610	1623	1625	1589	1553	1593	1637	1598
11	1829	1767	1767	1782	1810	1729	1751	1771	1791	1826	1849
12	2001	1992	2026	1984	1997	1823	1953	2001	1983	1999	1977
13	2180	2117	2208	2176	2284	2180	2057	2091	2051	2147	2131
14	2354	2457	2361	2441	2571	2250	2369	2349	2349	2349	2349
15	2530	2531	2522	2514	2505	2539	2454	2458	2445	2501	2453

Tabulka 9.5 Hodnoty kalibrace sondy 3

číslo měření	průměrná hodnota	nejistota typu A	nejistota typu B				sum2	nejistota typu B celk	nejistota typu C	U(x)	formální zápis	
			1	2	3	4						
1												
2	<b>192,76</b>	9,779	1,669	0,556	0,223	0,006	3,146	1,774	9,939	19,878	192,76 ± 19,88	
3	<b>371,36</b>	14,835	3,216	1,072	0,429	0,011	11,677	3,417	15,223	30,447	371,36 ± 30,45	
4	<b>547,01</b>	13,426	4,737	1,579	0,632	0,016	25,334	5,033	14,338	28,677	547,01 ± 28,68	
5	<b>676,27</b>	13,166	5,857	1,952	0,781	0,020	38,722	6,223	14,562	29,125	676,27 ± 29,12	
6	<b>838,78</b>	27,956	7,264	2,421	0,969	0,024	59,568	7,718	29,002	58,004	838,78 ± 58,00	
7	<b>1006,34</b>	36,527	8,715	2,905	1,162	0,029	85,745	9,260	37,683	75,365	1006,34 ± 75,37	
8	<b>1193,10</b>	36,682	10,333	3,444	1,378	0,035	120,523	10,978	38,289	76,579	1193,10 ± 76,58	
9	<b>1372,73</b>	52,308	11,888	3,963	1,585	0,040	159,546	12,631	53,811	107,623	1372,73 ± 107,62	
10	<b>1531,09</b>	16,465	13,260	4,420	1,768	0,044	198,481	14,088	21,670	43,339	1531,09 ± 43,34	
11	<b>1604,18</b>	23,803	13,893	4,631	1,852	0,047	217,884	14,761	28,008	56,016	1604,18 ± 56,02	
12	<b>1788,42</b>	36,608	15,488	5,163	2,065	0,052	270,804	16,456	40,137	80,274	1788,42 ± 80,27	
13	<b>1976,03</b>	53,783	17,113	5,704	2,282	0,057	330,601	18,182	56,773	113,547	1976,03 ± 113,55	
14	<b>2147,48</b>	68,651	18,598	6,199	2,480	0,062	390,457	19,760	71,438	142,876	2147,48 ± 142,88	
15	<b>2381,75</b>	82,485	20,627	6,876	2,750	0,069	480,296	21,916	85,347	170,693	2381,75 ± 170,69	
	<b>2495,57</b>	36,115	21,612	7,204	2,882	0,072	527,299	22,963	42,797	85,594	2495,57 ± 85,59	

Tabulka 9.6 Výpočet průměrných hodnot a následně nejistot typu A, B a C sondy 3

## 8.4 Sonda 4

číslo měření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<b>nastavený tlak</b>	<b>U</b>										
<b>cmH2O</b>	<b>mV</b>										
1	161	149	152	155	155	144	148	171	169	157	173
2	307	311	312	302	322	315	321	315	316	331	328
3	438	446	454	455	462	441	457	449	457	443	473
4	589	601	621	612	609	615	609	603	599	614	604
5	764	783	759	760	776	759	773	765	771	769	756
6	892	902	902	905	918	915	893	889	907	912	899
7	1068	1071	1082	1071	1089	1058	1083	1075	1089	1078	1069
8	1219	1218	1224	1217	1210	1215	1226	1238	1203	1199	1221
9	1357	1379	1369	1369	1391	1373	1381	1383	1348	1345	1361
10	1497	1532	1527	1554	1519	1499	1507	1529	1521	1508	1507
11	1678	1690	1675	1649	1653	1681	1675	1673	1649	1671	1679
12	1826	1832	1803	1805	1832	1832	1805	1788	1807	1807	1799
13	1970	1987	1959	2007	2003	1959	1935	1923	1958	1955	1958
14	2122	2133	2079	2105	2078	2107	2065	2018	2108	2104	2107
15	2274	2274	2301	2356	2292	2255	2239	2248	2259	2253	2255

Tabulka 9.7 Hodnoty kalibrace sondy 4

číslo měření	průměrná hodnota	nejistota typu A	nejistota typu B 1	nejistota typu B 2	nejistota typu B 3	nejistota typu B 4	sum2	nejistota celk	nejistota typu C	U(x)	formální zápis			
1														
2	<b>157,64</b>	9,770	1,365	0,455	0,182	0,005	2,104	1,450	9,877	19,754	157,64	±	19,75	
3	<b>316,36</b>	8,652	2,740	0,913	0,365	0,009	8,474	2,911	9,128	18,257	316,36	±	18,26	
4	<b>452,27</b>	10,228	3,917	1,306	0,522	0,013	17,319	4,162	11,043	22,085	452,27	±	22,09	
5	<b>606,91</b>	8,893	5,256	1,752	0,701	0,018	31,186	5,584	10,501	21,003	606,91	±	21,00	
6	<b>766,82</b>	8,388	6,641	2,214	0,885	0,022	49,785	7,056	10,961	21,923	766,82	±	21,92	
7	<b>903,09</b>	9,513	7,821	2,607	1,043	0,026	69,053	8,310	12,631	25,262	903,09	±	25,26	
8	<b>1075,73</b>	9,561	9,316	3,105	1,242	0,031	97,976	9,898	13,762	27,524	1075,73	±	27,52	
9	<b>1217,38</b>	10,838	10,543	3,514	1,406	0,035	125,478	11,202	15,587	31,173	1217,38	±	31,17	
10	<b>1368,81</b>	14,741	11,854	3,951	1,581	0,040	158,636	12,595	19,389	38,777	1368,81	±	38,78	
11	<b>1518,22</b>	16,898	13,148	4,383	1,753	0,044	195,158	13,970	21,925	43,849	1518,22	±	43,85	
12	<b>1670,25</b>	13,762	14,465	4,822	1,929	0,048	236,200	15,369	20,630	41,260	1670,25	±	41,26	
13	<b>1812,34</b>	15,399	15,695	5,232	2,093	0,053	278,097	16,676	22,699	45,397	1812,34	±	45,40	
14	<b>1964,92</b>	25,745	17,017	5,672	2,269	0,057	326,894	18,080	31,459	62,919	1964,92	±	62,92	
15	<b>2093,24</b>	31,895	18,128	6,043	2,417	0,061	370,985	19,261	37,260	74,519	2093,24	±	74,52	
	<b>2273,23</b>	33,291	19,687	6,562	2,625	0,066	437,528	20,917	39,317	78,634	2273,23	±	78,63	

Tabulka 9.8 Výpočet průměrných hodnot a následně nejistot typu A, B a C sondy 4