



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Model respiračního systému jako fantom  
pro metodu nucených oscilací**

**A model of the respiratory system as a phantom  
for the forced oscillation method**

Semestrální projekt I

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Václav Ort, Ph.D.

**Adéla Rojíčková**

---

**Kladno 2023**

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem seminární práci s názvem „Model respiračního systému jako fantom pro metodu nucených oscilací“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k seminární 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 23. července 2023

**Adéla Rojíčková**

## **ABSTRAKT**

### **Model respiračního systému jako fantom pro metodu nucených oscilací:**

Hlavním cílem této práce bylo zjistit závislost odezvy modelu plic na jeho jednotlivých použitých komponentách. Model plic se skládal ze skleněné nádoby, jejíž objem simuloval poddajnost plic, z plastové trubice, která simulovala inertanci modelu a z parabolického rezistoru. K modelu byla připojena mechanická stříkačka, kterou se do systému vháněl vzduch. Postupně byly použity 2 velikosti skleněných nádob, 3 délky plastových trubic a 3 velikosti parabolických rezistorů. Měření reaktance a rezistence bylo prováděno metodou nucených oscilací pomocí přístroje Tremoflo C-100 a probíhalo na 18 různých kombinacích modelu. Z naměřených dat byla vyhodnocena reaktance a rezistence modelu v závislosti na jeho aktuální konfiguraci.

### **Klíčová slova**

Akustická oscilometrie, metoda nucených oscilací, rezistence a reaktance modelu respiračního systému.

## **ABSTRACT**

### **A model of the respiratory system as a phantom for the forced oscillation method:**

The main goal of this seminar paper was to find a relation between the lung model components and its response. The lung model consisted of a glass receptacle whose capacity simulated the lungs compliance, plastic tube to simulate the inertness of said model, and parabolic resistor. To blow air into the system, two mechanical injectors were connected. Following components were used: 2 different sizes of the receptacle, 3 plastic tubes of different lengths and 3 different sizes of parabolic resistors. The measurements of the reactance and resistance were done using the forced oscillation method with Tremoflo C-100. The measurements have undergone different combinations of the model. Obtained data of resistance and reactance were evaluated in relation according to the actual configuration of the model.

### **Key words**

Airwave oscillometry, forced oscillations technique, resistance and reactance of respiratory system model.

# Obsah

Seznam symbolů zkratk . . . . .	5
Seznam tabulek . . . . .	6
Seznam obrázků . . . . .	7
<b>1 Úvod . . . . .</b>	<b>9</b>
<b>2 Přehled současného stavu . . . . .</b>	<b>10</b>
2.1 Spirometrie . . . . .	10
2.2 Metoda nucených oscilací . . . . .	10
2.3 Přístroj Tremoflo C-100 . . . . .	11
<b>3 Cíle práce . . . . .</b>	<b>14</b>
<b>4 Metody . . . . .</b>	<b>15</b>
4.1 Akustická oscilometrie . . . . .	15
4.2 Kalibrace zařízení Tremoflo . . . . .	16
4.3 Sestavení modelu . . . . .	16
4.4 Průběh měření . . . . .	19
<b>5 Výsledky . . . . .</b>	<b>20</b>
5.1 Rezistance . . . . .	20
5.2 Reaktance . . . . .	20
<b>6 Diskuse . . . . .</b>	<b>28</b>
<b>7 Závěr . . . . .</b>	<b>29</b>
Seznam použité literatury . . . . .	30
<b>A Výsledky měření . . . . .</b>	<b>32</b>

## Seznam symbolů a zkratek

### Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$Z_{rs}$	$\text{cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$	Impedance
$R_{rs}$	$\text{cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$	Rezistance
$X_{rs}$	$\text{cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$	Reaktance
$f$	Hz	Oscilační frekvence
$V$	L	Objem
$Q$	L/s	Průtok
$P$	$\text{cm} \cdot \text{H}_2\text{O}$	Tlak

### Seznam zkratek

Zkratka	Význam
AOS	Akustická oscilometrie (Airwave oscillometry)
FOT	Metoda nucených oscilací (Forced oscillation technique)
Z	Impedance (Impedance)
R5	Rezistace na frekvenci 5 Hz (Rezistance at frequency of 5 Hz)
X5	Reaktance na frekvenci 5 Hz (Reaktance at frequency of 5 Hz)

## Seznam tabulek

A.1	Délka trubice: 60 cm, Rp 20, nádoba 54 L . . . . .	32
A.2	Délka trubice: 60 cm, Rp 50, nádoba 54 L . . . . .	32
A.3	Délka trubice: 40 cm, Rp 50, nádoba 54 L . . . . .	32
A.4	Délka trubice: 20 cm, Rp 20, nádoba 54 L . . . . .	33
A.5	Délka trubice: 20 cm, Rp 5, nádoba 54 L . . . . .	33
A.6	Délka trubice: 40 cm, Rp 20, nádoba 54 L . . . . .	33
A.7	Délka trubice: 40 cm, Rp 20, nádoba 35 L . . . . .	33
A.8	Délka trubice: 40 cm, Rp 50, nádoba 35 L . . . . .	33
A.9	Délka trubice: 40 cm, Rp 5, nádoba 35 L . . . . .	34
A.10	Délka trubice: 60 cm, Rp 50, nádoba 35 L . . . . .	34
A.11	Délka trubice: 60 cm, Rp 20, nádoba 35 L . . . . .	34
A.12	Délka trubice: 60 cm, Rp 5, nádoba 35 L . . . . .	34
A.13	Délka trubice: 20 cm, Rp 5, nádoba 35 L . . . . .	34
A.14	Délka trubice: 20 cm, Rp 20, nádoba 35 L . . . . .	35
A.15	Délka trubice: 20 cm, Rp 50, nádoba 35 L . . . . .	35
A.16	Délka trubice: 20 cm, Rp 50, nádoba 54 L . . . . .	35
A.17	Délka trubice: 40 cm, Rp 5, nádoba 54 L . . . . .	35

## Seznam obrázků

2.1	Spirometrické vyšetření [10]	11
2.2	Přístroj Tremoflo C-100 [14]	12
2.3	Obrazovka ovládacího software [14]	12
4.1	Schéma modelu respiračního systému	17
4.2	Obrázek skutečného modelu respiračního systému	18
5.1	Rezistance: délka trubice 20 cm, Rp 5	21
5.2	Reaktance: délka trubice 20 cm, Rp 5	21
5.3	Rezistance: délka trubice 20 cm, Rp 20	21
5.4	Reaktance: délka trubice 20 cm, Rp 20	21
5.5	Rezistance: délka trubice 20 cm, Rp 50	21
5.6	Reaktance: délka trubice 20 cm, Rp 50	21
5.7	Rezistance: délka trubice 40 cm, Rp 5	22
5.8	Reaktance: délka trubice 40 cm, Rp 5	22
5.9	Rezistance: délka trubice 40 cm, Rp 20	22
5.10	Reaktance: délka trubice 40 cm, Rp 20	22
5.11	Rezistance: délka trubice 40 cm, Rp 50	22
5.12	Reaktance: délka trubice 40 cm, Rp 50	22
5.13	Rezistance: délka trubice 60 cm, Rp 5	23
5.14	Reaktance: délka trubice 60 cm, Rp 5	23
5.15	Rezistance: délka trubice 60 cm, Rp 20	23
5.16	Reaktance: délka trubice 60 cm, Rp 20	23
5.17	Rezistance: délka trubice 60 cm, Rp 50	23
5.18	Reaktance: délka trubice 60 cm, Rp 50	23
5.19	Rezistance: Rp 5, nádoba 35 L	24
5.20	Reaktance: Rp 5, nádoba 35 L	24
5.21	Rezistance: Rp 20, nádoba 35 L	24
5.22	Reaktance: Rp 20, nádoba 35 L	24
5.23	Rezistance: Rp 50, nádoba 35 L	24
5.24	Reaktance: Rp 50, nádoba 35 L	24
5.25	Rezistance: Rp 5, nádoba 54 L	25
5.26	Reaktance: Rp 5, nádoba 54 L	25
5.27	Rezistance: Rp 20, nádoba 54 L	25
5.28	Reaktance: Rp 20, nádoba 54 L	25
5.29	Rezistance: Rp 50, nádoba 54 L	25
5.30	Reaktance: Rp 50, nádoba 54 L	25
5.31	Rezistance: délka trubice 20 cm, nádoba 35 L	26
5.32	Reaktance: délka trubice 20 cm, nádoba 35 L	26
5.33	Rezistance: délka trubice 40 cm, nádoba 35 L	26
5.34	Reaktance: délka trubice 40 cm, nádoba 35 L	26



5.35	Rezistance: délka trubice 60 cm, nádoba 35 L . . . . .	26
5.36	Reaktance: délka trubice 60 cm, nádoba 35 L . . . . .	26
5.37	Rezistance: délka trubice 20 cm, nádoba 54 L . . . . .	27
5.38	Reaktance: délka trubice 20 cm, nádoba 54 L . . . . .	27
5.39	Rezistance: délka trubice 40 cm, nádoba 54 L . . . . .	27
5.40	Reaktance: délka trubice 40 cm, nádoba 54 L . . . . .	27
5.41	Rezistance: délka trubice 60 cm, nádoba 54 L . . . . .	27
5.42	Reaktance: délka trubice 60 cm, nádoba 54 L . . . . .	27

# 1 Úvod

Respirační systém je jedním ze základních systémů lidského těla, který zajišťuje výměnu plynů mezi krví a okolním systémem, konkrétně úzce spolupracuje se srdcem a krví ve snaze extrahovat kyslík z vnějšího prostředí a zbavovat tělo nežádoucího oxidu uhličitého. [1] Stejně jako ostatní části lidského těla je třeba kontrolovat i respirační systém a jeho správnou funkci. K tomu slouží metody jako spirometrie nebo metoda nucených oscilací.

Tento projekt je koncipován na základě jedné z těchto diagnostických neinvazivních metod, kterou je metoda nucených oscilací realizovaná přístrojem Tremoflo C-100.

Oproti spirometrii je metoda nucených oscilací přístupnější, protože vyžaduje pouze minimální spolupráci pacienta. Jako taková je vhodná jak pro děti [2], tak pro pacienty v oslabeném stavu u kterých by bylo obtížné provést měření, při kterém je třeba vyvíjet větší úsilí. [3] Vyšetření probíhá v klidu, kdy pacient spontánně dýchá do přístroje přes jednorázový antibakteriální filtr. Vyhodnocuje se odpor dýchacích cest a tuhost plic. [3] Hlavní výhoda oproti klasické spirometrii je ta, že metoda nucených oscilací neměří plíce jako jeden globální systém, ale umožňuje lépe určit v jakých místech plic se problematické místo nachází. [4] Během měření přístroj generuje oscilace při různých frekvencích a amplitudách. Tyto oscilace jsou převedeny pomocí trubice nebo speciálního přívodu do pacientova dýchacího systému. Následně se zaznamenává odezva respiračního systému. Výsledkem měření nucených oscilací je rezistence dýchacích cest, pružnost plic a další charakteristiky dýchání. Tato data mohou být následně využívána při diagnostice různých patologických stavů jako je např. CHOPN nebo astma. [3] Další možností využití FOT při diagnostice onemocnění plic, zejména vlivem kouření jsou popsány v článku [5]. Cílem této práce je zjistit závislost rezistence a reaktance modelu na jeho jednotlivých komponentech. [3] Model plic pro tuto metodu zatím neexistuje a dílčím cílem této práce je ho zhotovit.

## 2 Přehled současného stavu

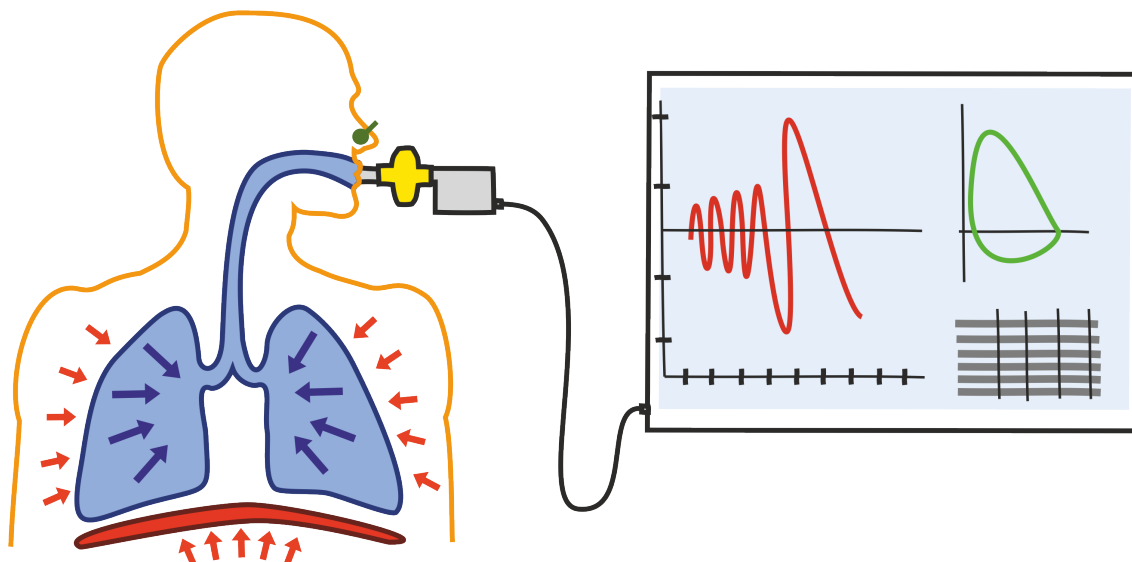
Oscilační metody byly poprvé použity v 60. letech 20. století. [6] Zpočátku byla tato metoda pouze monofrekvenční, později byl použit pravoúhlý elektrický signál obsahující všechny frekvence, dnes se používá sada vhodně zvolených frekvencí. Význam a růst využití této metody koreloval s technickými pokroky ve vývoji výpočetní techniky. První zkušenosti s touto metodou v České republice se datují ke konci 90. let.

### 2.1 Spirometrie

Spirometrie je diagnostická metoda pro měření ventilace respiračního systému. Je založena na měření tlaku na síťce uvnitř spirometru, který je úměrný objemu vzduchu. [7] Základním fyzikálním principem je analogie Ohmova zákona, kdy ze známého průtoku vzduchu, tj. obdoba proudu a známé překážky, tj. období odporu je vypočtena změna tlaku, tj. obdoba napětí. Spirometr zaznamenává výsledek jako graf ukazující objem plic v závislosti na čase. [8] Spirometrie je určena pro měření statických a dynamických parametrů plic. Statický parametr je velikost alveolárního prostoru, která informuje o případných restričních poruchách, příkladem je dechový objem, inspirační rezervní objem nebo vitální kapacita. Dynamický parametr je průběh proudění vzduchu v dýchacích cestách, který informuje o obstrukčních poruchách. Příkladem je časová vitální kapacita, maximální výdechový proud vzduchu nebo maximální volní ventilace. [9] Spirometrie je v praxi velmi rozšířená diagnostická metoda i přes její základní nedostatek, kdy plíce jsou měřeny jako jeden globální systém a tudíž spirometrie není schopna rozlišit ve které části plic se nachází potenciální patologie.

### 2.2 Metoda nucených oscilací

Metoda nucených oscilací je novější diagnostická metoda měření ventilace respiračního systému. Funguje na podobném principu jako ostatní konvenční metody měření funkce respiračního systému, s tím rozdílem, že proud vzduchu v tomhle případě blokuje překážka ve formě pohyblivé sítě. [11] Pohybem překážky vznikají tlakové rázy o frekvenci v řádu desítek hertzů. Pro měření metodou nucených oscilací (dále FOT - forced oscillation technique) není třeba žádné speciální dýchání ze strany pacienta. Přístroj měří klasickou spirometrii a zároveň vysílá pulzy s nízkou amplitudou a proměnlivou frekvencí do respiračního systému, a následně měří velikosti amplitud, které se vrátí zpátky do přístroje. [12]



Obrázek 2.1: Spirometrické vyšetření [10]

Každá frekvence má jiný dosah do jiné hloubky plic. Amplituda oscilací, která je naměřena po návratu do přístroje určuje inertance neboli setrvačnost plic v daném místě a následně tato informace pomáhá určit diagnózu. [12] Vynucené oscilace jsou superponované přímo na normální dýchání. Tato metoda vyšetření byla umožněna až s technologickým rozvojem počítačů. [3] Během této doby bylo vyvinuto mnoho variant FOT s různými konfiguracemi měření, frekvencí oscilací a principy hodnocení.

### 2.3 Přístroj Tremoflo C-100

Přístroj Tremoflo C-100 využívá novou metodu oscilometrie pro zjištění odporu v dýchacích cestách a tuhosti plic bez speciálních dechových manévru pacientů. Tato metoda patří mezi nejpokročilejší metody nucených oscilací. Tremoflo C-100 je zaměřen na měření plicních funkcí pomocí multifrekvenčních vln vysílaných do dechového oběhu pacienta. [13]

Přístroj slouží k zjištění odporu v dýchacích cestách, posouzení tuhosti plic a rozlišení postižení centrálních a periferních dýchacích cest. Výsledky měření se zobrazují v softwaru vytvořeného přímo pro tento přístroj. [13]

Pro vyhodnocení jsou známá data pro zdravého pacienta a dále jsou známá data pro vybrané konkrétní nemoci a jiné patologické stavy. Po změření pacienta se jeho data srovnají s daty zdravého pacienta a podle odchylek v grafu se identifikují a analyzují potenciální patologie.

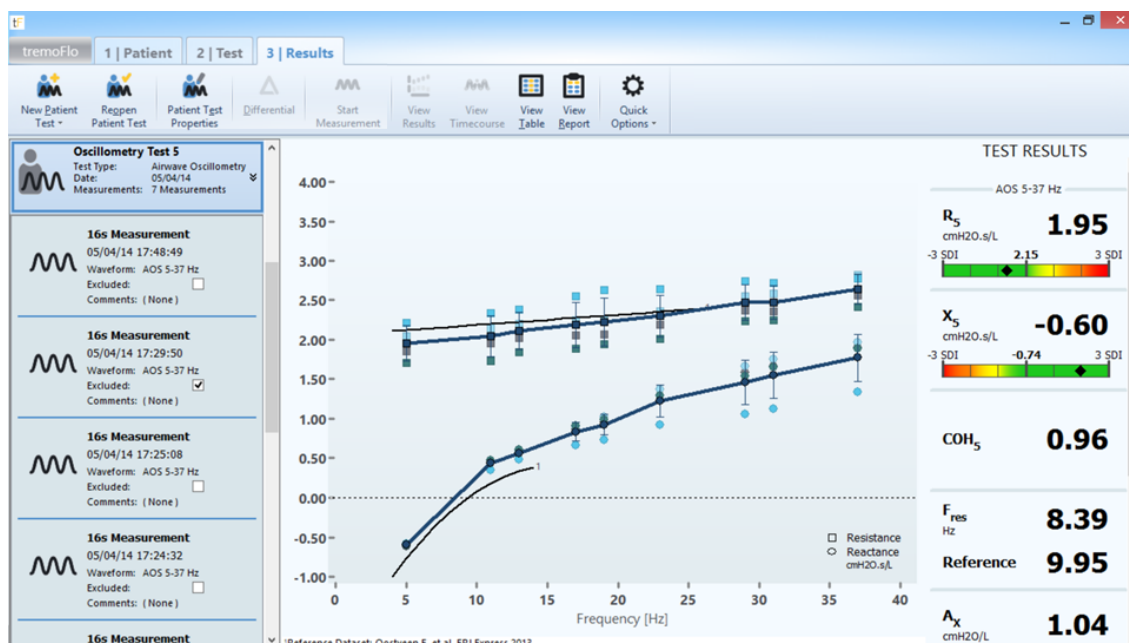
Přístroj je kompaktní a přenosný. TremoFlo a jeho software jsou pro uživatele velmi přístupné a intuitivní. Měření je velmi rychlé (proběhne v rámci několika



Obrázek 2.2: Přístroj Tremoflo C-100 [14]

minut). UI softwaru nám poskytuje obraz měřených dat v reálném čase, přičemž jejich finální zpracování je vysoce detailní. Program též zaznamenává a zapisuje do své databáze výsledky měření jednotlivých pacientů.

Software pro analýzu dat z přístroje je velmi uživatelsky přístupný.



Obrázek 2.3: Obrazovka ovládacího software [14]

Další z přístrojů využívající metodu nucených oscilací je například PulmoScan. Hlavní rozdíl přístrojů PulmoScan a Tremoflo C-100 je absence nutnosti drátového připojení.

### 3 Cíle práce

Cílem této práce je zjistit vliv změny jednotlivých komponent modelu na měřené respirační parametry, zejména rezistenci a reaktanci. K dosažení tohoto cíle bylo potřeba sestavit model části plic, konkrétně jsem sestavila model s jedním kompartmentem, tj. model jednoho laloku plic. Tento model bude sloužit jako fantom pro měření respiračních parametrů a bude kompatibilní s přístrojem Tremoflo C-100.

## 4 Metody

### 4.1 Akustická oscilometrie

Invazivní metody měření respiračního systému se v současné době nevyužívají. Častěji se využívají metody neinvazivní jako např. spirometrie nebo akustická oscilometrie. Spirometrie je jedna z nejčastěji využívaných metod pro analýzu dýchacího systému, avšak k jejímu provedení je třeba spolupráce pacienta, který musí provádět hluboké nádechy a výdechy. Akustická oscilometrie (dále AOS) má oproti spirometrii výhodu v tom, že vyžaduje pouze minimální spolupráci pacienta ve smyslu klidného spontánního dýchání. Je založená na základě měření impedance dýchacích cest. Výsledkem měření je kombinace hodnot rezistance a reaktance. Souhrnně se tyto dvě hodnoty nazývají impedancí.

AOS je měřena pomocí přístroje Tremoflo C-100. Podstatou funkce tohoto přístroje je akustické vlnění, které je vytvářeno pohybem síta. Akustické vlny jsou odporem dýchacích cest posunuty a deformovány a takto vzniklá oscilační akustická vlna je snímána senzory a počítačově zpracována. Všechny zaznamenané hodnoty zpracuje software Tremoflo, jenž nakonec vypočítá veličinu impedance respiračního systému  $Z_{rs}$ .

$$\frac{P(f)}{Q(f)} = Z_{rs}(f) = R_{rs}(f) + jX_{rs}(f) \quad (4.1)$$

Kde  $P$  je tlak,  $Q$  je průtok a  $f$  je oscilační frekvence. Reálná část je označována jako rezistance  $R_{rs}$ , imaginární část je reaktance  $X_{rs}$  a  $j = \sqrt{-1}$ .  $R_{rs}$  představuje odpor vůči proudění vzduchu v plicích neboli, kolik tlaku je nutné pro průtok vzduchu dýchacími cestami.  $X_{rs}$  znázorňuje při nízkých frekvencích tuhost tkání dýchacích cest. [3]

Technika nucených oscilací vysílá oscilace o velikosti odpovídající tlaku přibližně 1 cm-2 cm vodního sloupce, které se vytvoří v přístroji pomocí reproduktoru a následně se šíří do respiračního systému člověka. Reprodukter vytváří oscilační tlakové vlny na různých frekvencích. Nízké frekvence se šíří hluboko do plic, odkud se následně odrážejí zpátky do přístroje a vyšší frekvence se nedostanou hlouběji do plic, protože se odrážejí zpátky do přístroje hned z periferních cest dýchacích. Tato skutečnost je daná fyzikálními vlastnostmi lidského těla, především velikostí a tvarem tkáňového složení lidského hrudníku. [3] Frekvencí se k měření používá osm (5 Hz, 11 Hz, 13 Hz, 17 Hz, 19 Hz, 23 Hz, 31 Hz a 37 Hz).

V přístroji je umístěn snímač tlaku a průtoku a ty přeměňují inspirační a expirační tlak plic a průtok dýchacích cest.



Respirační impedance je součet rezistance a reaktance a je vypočítán z poměru tlaku  $P$  ku průtoku  $Q$  u každé oscilační frekvence  $f$ . [3]

$$Z_{rs}(f) = \frac{P(f)}{Q(f)} \quad (4.2)$$

V tomto projektu byl použit přístroj Tremoflo C-100, který měří impedanci na frekvencích 5 Hz-37 Hz. Reaktance a rezistance jsou označovány  $X$  a  $R$  a v dolním indexu se nachází velikost frekvence na které byly měřeny, tj. např. pro frekvenci 5 Hz bude vypadat označení reaktance  $X_5$  a rezistence  $R_5$ .

Rezistance ( $R_{rs}$ ) je veličina, která určuje centrální a periferní velikost odporu dýchacích cest. Velikost odporu dýchacích cest je zapříčiněna průchodností tlakové vlny vygenerované zařízením. Základní pevná frekvence pro oscilující tlaky je 5 Hz. Další frekvence se odvozují od tohoto základu odvozují. Do odvozených skupin frekvencí patří nízkofrekvenční signály (5 Hz-17 Hz), které se dostávají do obvodu centra plic, a vysokofrekvenční signály (19 Hz-37 Hz), jež pronikají pouze do proximálních dýchacích cest.

Reaktance je imaginární část impedance. Jedná se o měřítko tuhosti plic, obzvláště při nižších frekvencích. Toto měření vyplývá z pohybu vzduchu a zpětné elasticity plicní tkáně. Vzhledem k elastickým vlastnostem se tedy plíce při nízkých frekvencích pasivně rozšiřují a dochází tak k malému zpětnému rázu. Se zvyšující se energií dochází k přechodu plic z pasivního roztažení na aktivní. Čím vyšší je frekvence, tím víc energie putuje do plicního systému.

## 4.2 Kalibrace zařízení Tremoflo

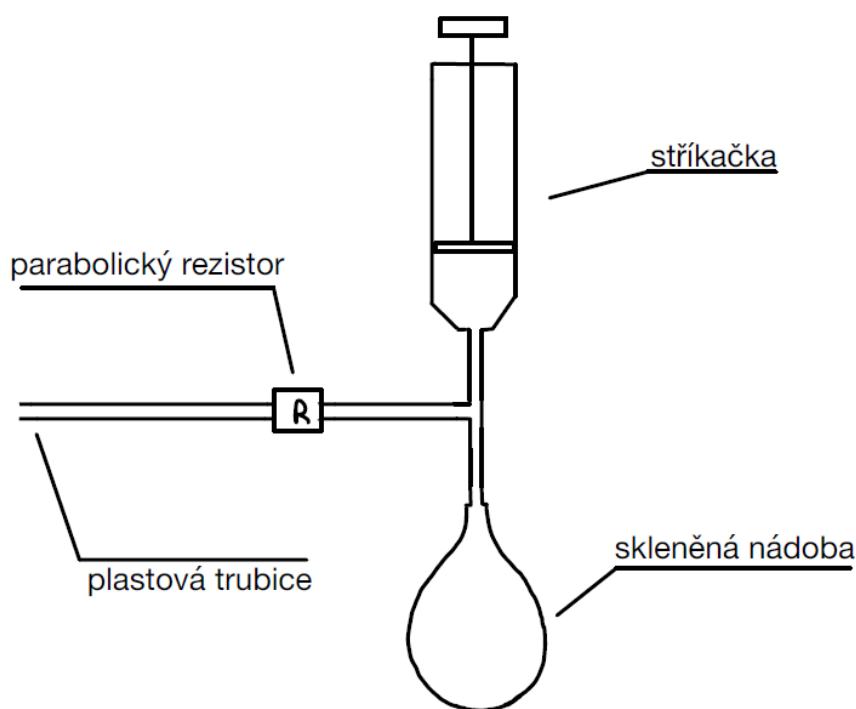
Přístroj, kterým bylo měření prováděno se nazývá Tremoflo C-100 (Thorasys Thoracic Medical Systems Inc., Kanada). Zařízení vyžaduje kalibraci před každým použitím. Kalibrace se provádí pomocí kalibrační zátěže, která je součástí balení. Kalibrační zátěž je označena konkrétním kódem, který se vloží do systému, následně se nasadí na přenosný díl a spustí se kalibrace. Pro spolehlivé a přesné měření musí být přesnost v rozmezí 10 % nebo  $0,1 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$ . Pokud je tato podmínka splněna může se provést měření. [3]

## 4.3 Sestavení modelu

Respirační systém se skládá z pravé a levé plíce, které mají určitou poddajnost, což je fyzikální veličina, která popisuje míru schopnosti tělesa měnit tvar působením vnější síly při pružné deformaci. [15] Průdušnice v lidském těle vykazují určitou

inertanci, což je fyzikální veličina, která funguje jako měřítko odporu proti změně rychlosti toku plynu do plic. [16]

Model respiračního systému byl sestaven pomocí mechanických analogií, skleněné nádoby, plastové trubice a průtočného rezistoru. Byly použity dvě velikosti nádob 35 L a 54 L, tři délky plastové trubice, 20 cm, 40 cm, 60 cm a tři různé parabolické rezistory PneuFlo Rp 5, Rp 20 a Rp 50 (Michigan Instruments, Michigan). Tremoflo C-100 je přístroj, který superponuje oscilace na spontánní dýchání člověka, tudíž model plic musí simulovat dýchání. Toto bylo vyřešeno mechanicky stříkačkou, která byla nastavena na 1 L, tudíž při každém stlačení vpustila do systému 1 L vzduchu. Postupně pomocí těchto součástek byly sestaveny všechny kombinace respiračního systému a změřena odezva přístroje Tremoflo C-100.



Obrázek 4.1: Schéma modelu respiračního systému



Obrázek 4.2: Obrázek skutečného modelu respiračního systému

## 4.4 Průběh měření

Měření bylo prováděno v laboratoři pomocí přístroje Tremoflo C-100 od firmy Thorasys. K měření byl třeba počítač s nainstalovaným softwarem pro tento přístroj. Na software Tremoflo je třeba mít licenci, tudíž měření bylo možné provádět pouze na konkrétním počítači, kde je licence nainstalována. Přístroj Tremoflo C-100 se propojí s počítačem pomocí USB kabelu a po startu ovládacího software je potřeba provést kalibraci pomocí kalibrační zátěže, popis kalibrace je v podkapitole 4.2. Software nemá testovací režim, tudíž před měřením je třeba vytvořit kartu fiktivního pacienta. Do ní je třeba vyplnit jméno, příjmení a věk pacienta. Po sestavení první kombinace modelu a vytvoření fiktivního pacienta se může přejít k měření. Každé měření probíhalo 16 s během kterých byla mechanicky stlačována stříčka, která do systému vháněla vzduch. Po 16 s přístroj data uložil a měření se opakovalo 3x kvůli snížení chyb. Po 3 měřeních jedné kombinace se jedna komponenta modelu, průtočný odpor, délka plastové trubice nebo velikost skleněné nádoby vyměnila a měření se opakovalo. Tímhle způsobem se vystřídalaly všechny kombinace. Všechna data byla uložena v systému a potom se z nich vygenerovala tabulka.

## 5 Výsledky

Laboratorní měření bylo provedeno celkem na 18 kombinacích modelu respiračního systému. Postupně byly vyměněny dvě velikosti nádob, 3 délky plastové trubice a 3 velikosti parabolického odporu. Přístroj měří několik veličin: reaktanci, rezistenci, objem, rezonanční frekvenci a  $COH_3$ . Tato práce popisuje změnu rezistance a reaktance s ohledem na změnu různých komponent.

### 5.1 Rezistance

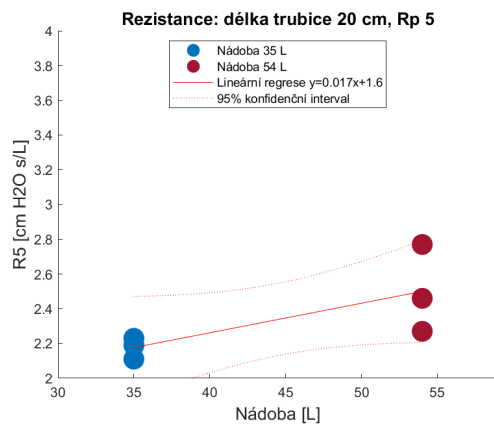
Výsledky pro menší nádobu, tj. 35 L, vyšly ve většině případů s menší odchylkou než výsledky měření s 54 litrovou nádobou. Pro odpor 20 vyšla rezistance cca o  $0,5 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$  větší u nádoby 35 L. Hodnoty rezistance pro odpor 5 vyšly naopak vyšší pro nádobu s menším objemem.

Při měření s delší plastovou trubicí vyšly také výsledky s menší odchylkou. Při zvětšení inertance, neboli použití delší plastové trubice se rezistance u všech velikostí průtočného odporu cca o  $0,5 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$  zvýší. Při zvýšení poddajnosti, tj. při použití nádoby s větším objemem rezistance o cca  $0,5 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$  klesne. Při použití Rp 20 je rezistance o také cca  $0,5 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$  vyšší než u Rp 5 a Rp 50.

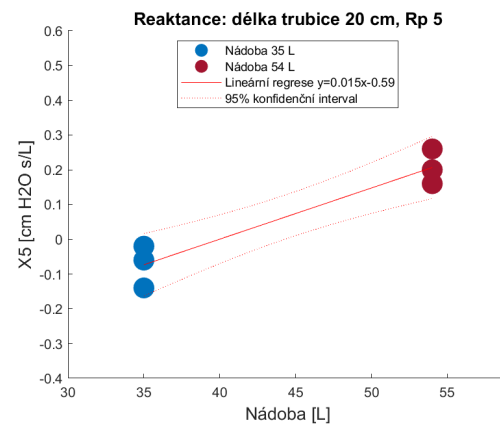
### 5.2 Reaktance

Čím víc se snižovala inertance, tj. čím kratší byla plastová trubice tím víc klesala i reaktance. Při větší poddajnosti se reaktance zvedla. Stejně jako u rezistance byla i reaktance nejvyšší při použití Rp 20. Odchyly pro měření s větší i menší nádobou jsou podobné.

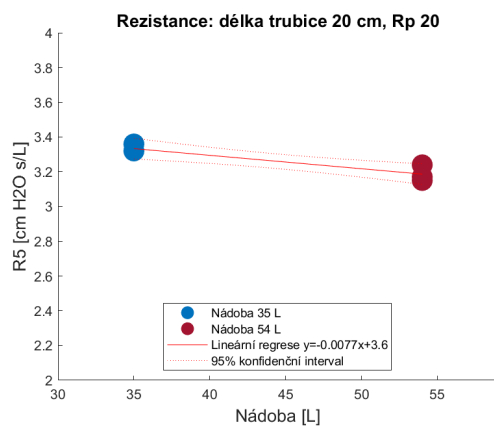
Měřena byla především rezistance, reaktance, rezonanční frekvence, objem a  $COH_3$ .



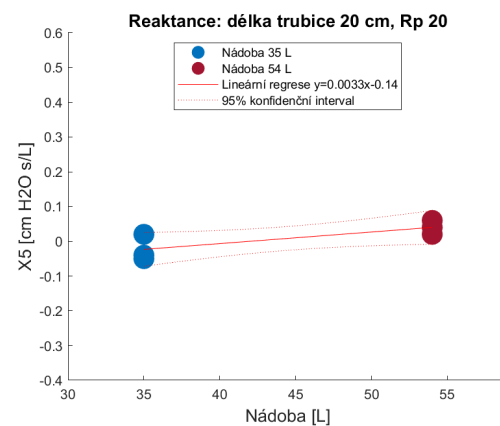
Obrázek 5.1: Rezistance:  
délka trubice 20 cm, Rp 5



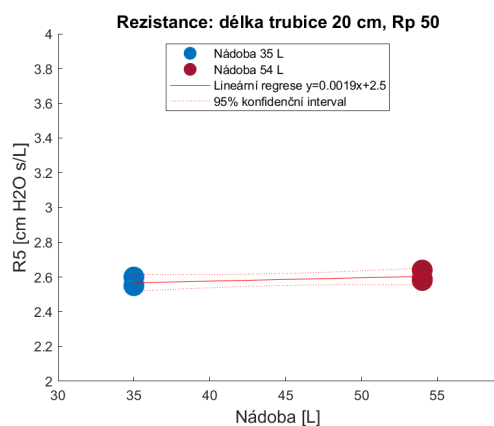
Obrázek 5.2: Reaktance:  
délka trubice 20 cm, Rp 5



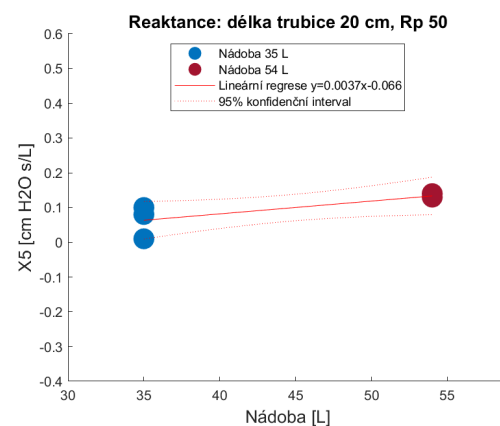
Obrázek 5.3: Rezistance:  
délka trubice 20 cm, Rp 20



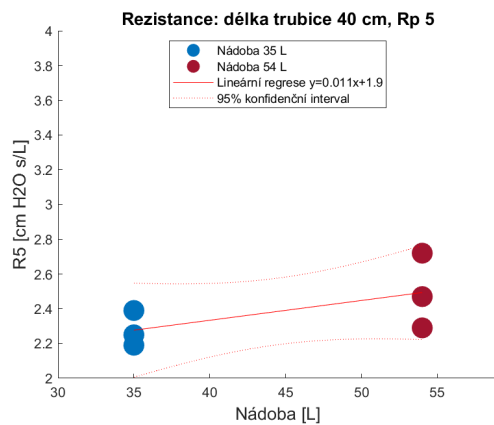
Obrázek 5.4: Reaktance:  
délka trubice 20 cm, Rp 20



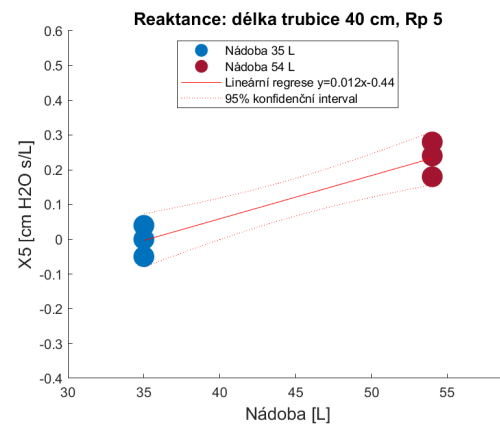
Obrázek 5.5: Rezistance:  
délka trubice 20 cm, Rp 50



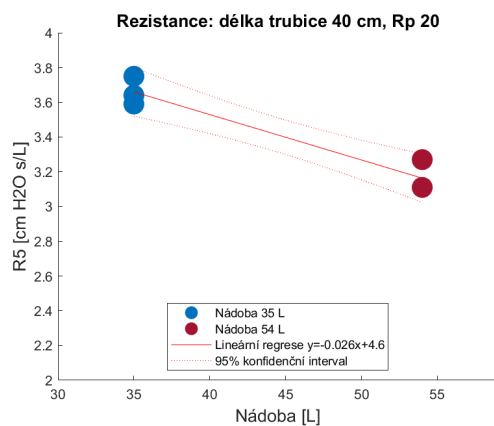
Obrázek 5.6: Reaktance:  
délka trubice 20 cm, Rp 50



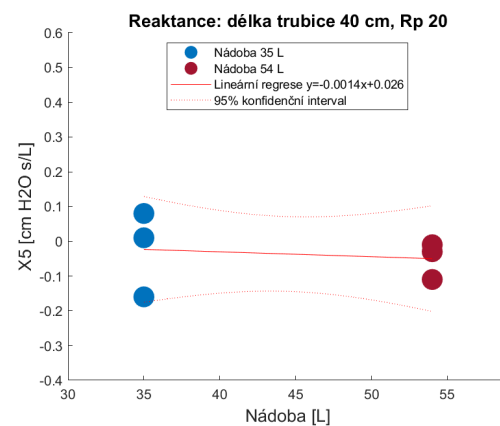
Obrázek 5.7: Rezistance:  
délka trubice 40 cm, Rp 5



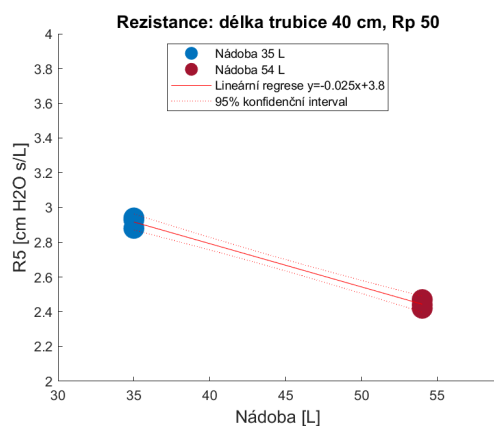
Obrázek 5.8: Reaktance:  
délka trubice 40 cm, Rp 5



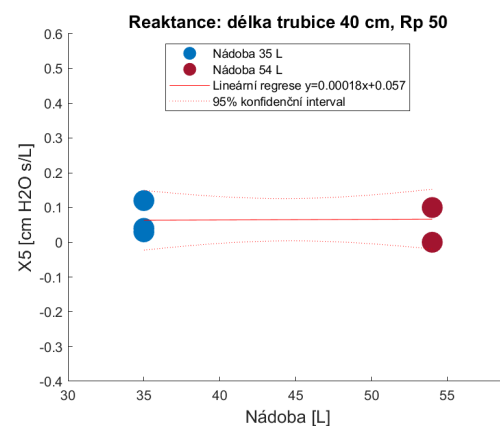
Obrázek 5.9: Rezistance:  
délka trubice 40 cm, Rp 20



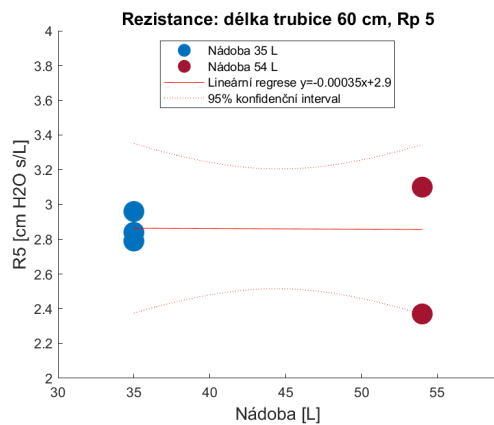
Obrázek 5.10: Reaktance:  
délka trubice 40 cm, Rp 20



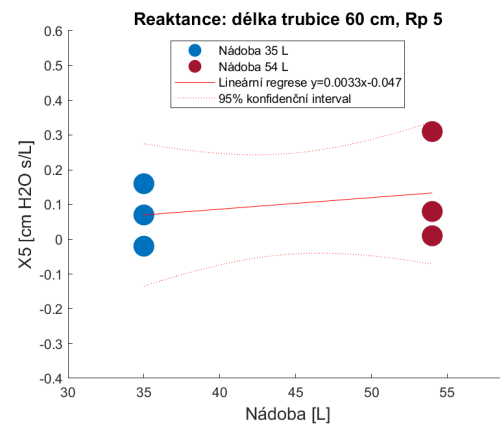
Obrázek 5.11: Rezistance:  
délka trubice 40 cm, Rp 50



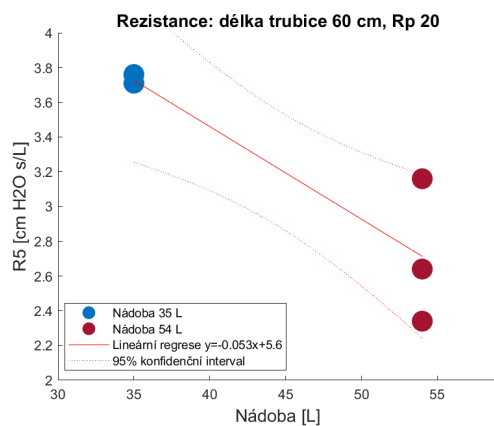
Obrázek 5.12: Reaktance:  
délka trubice 40 cm, Rp 50



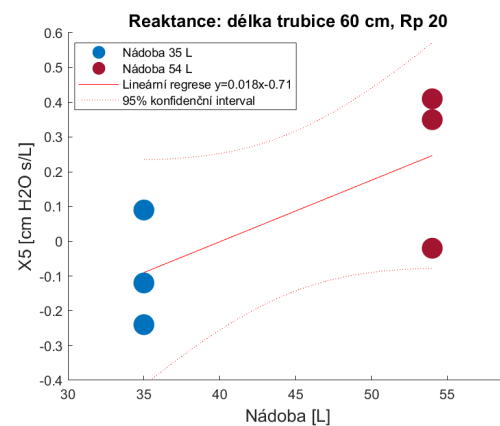
Obrázek 5.13: Rezistance: délka trubice 60 cm, Rp 5



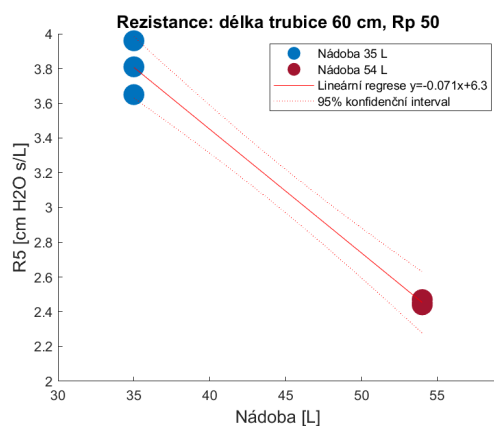
Obrázek 5.14: Reaktance: délka trubice 60 cm, Rp 5



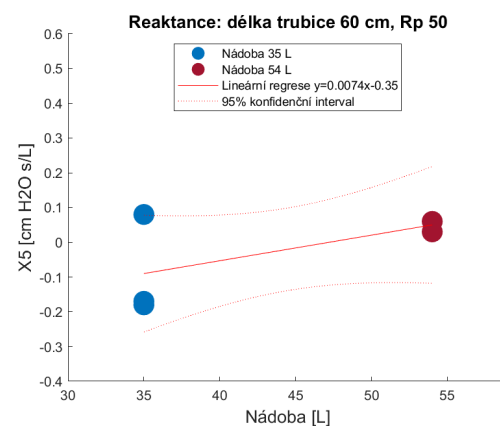
Obrázek 5.15: Rezistance: délka trubice 60 cm, Rp 20



Obrázek 5.16: Reaktance: délka trubice 60 cm, Rp 20

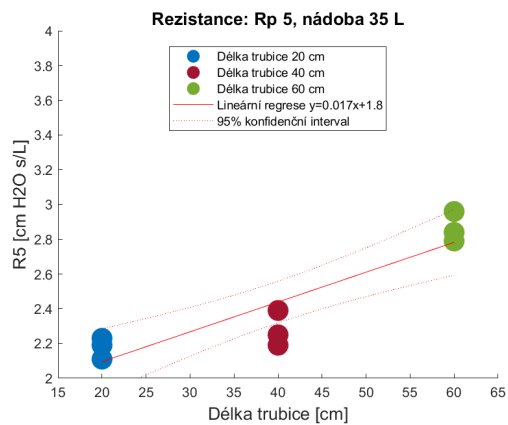


Obrázek 5.17: Rezistance: délka trubice 60 cm, Rp 50

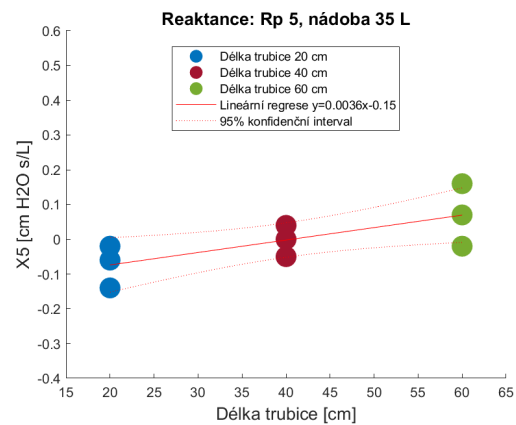


Obrázek 5.18: Reaktance: délka trubice 60 cm, Rp 50

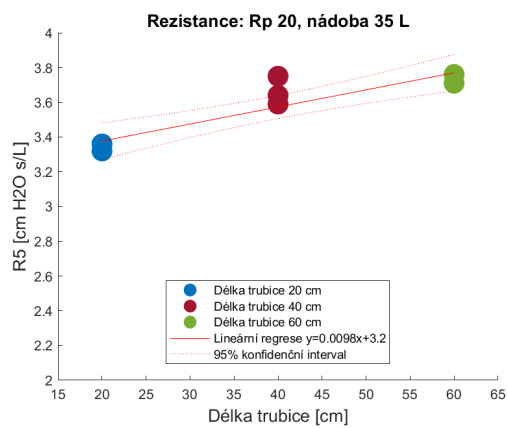




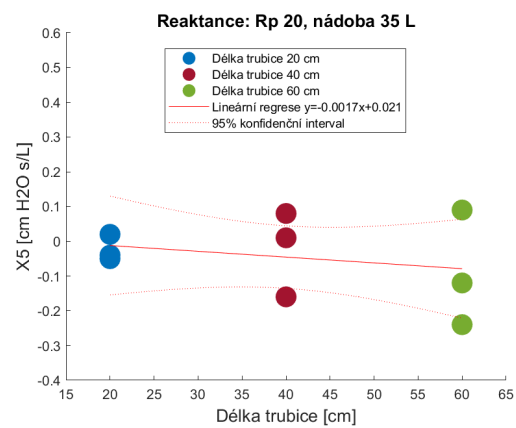
Obrázek 5.19: Rezistance:  
Rp 5, nádoba 35 L



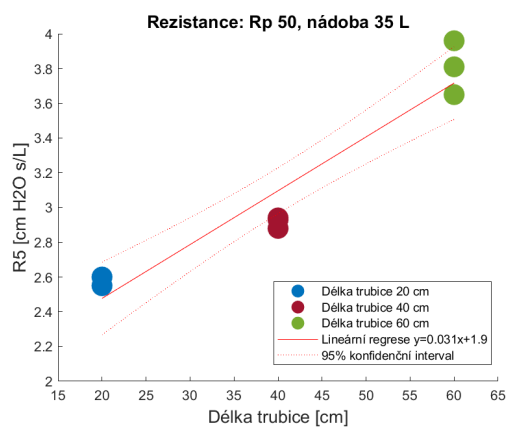
Obrázek 5.20: Reaktance:  
Rp 5, nádoba 35 L



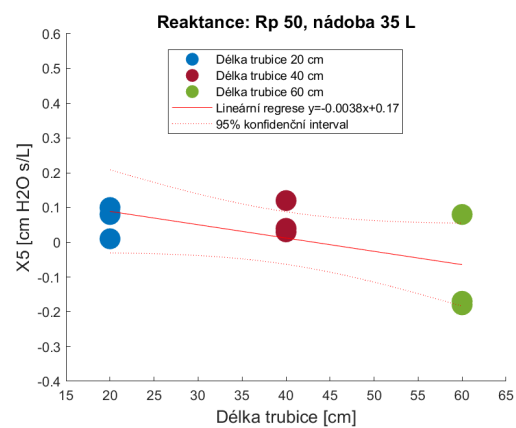
Obrázek 5.21: Rezistance:  
Rp 20, nádoba 35 L



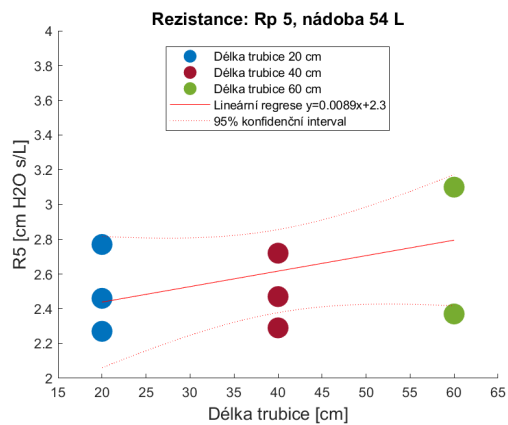
Obrázek 5.22: Reaktance:  
Rp 20, nádoba 35 L



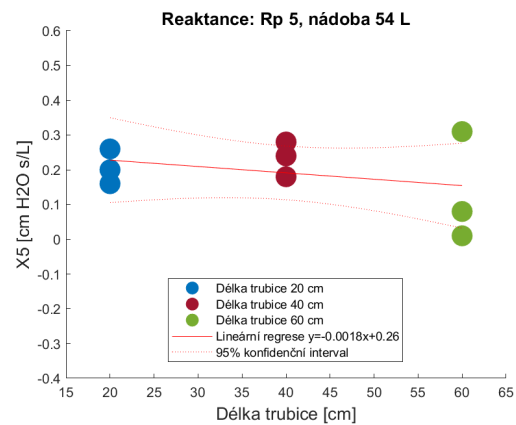
Obrázek 5.23: Rezistance:  
Rp 50, nádoba 35 L



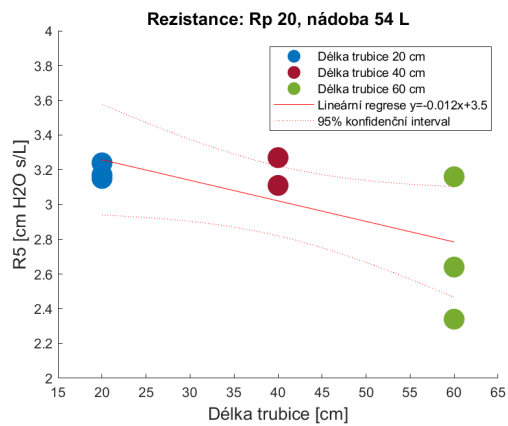
Obrázek 5.24: Reaktance:  
Rp 50, nádoba 35 L



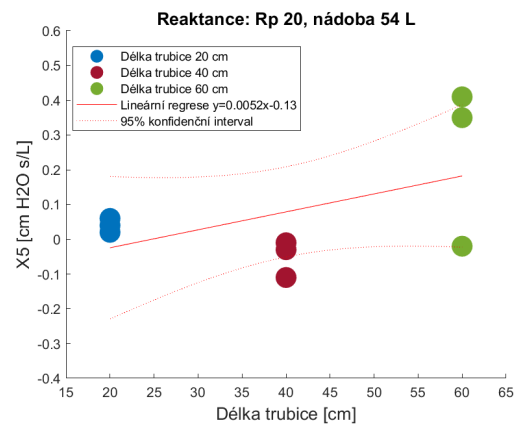
Obrázek 5.25: Rezistance:  
Rp 5, nádoba 54 L



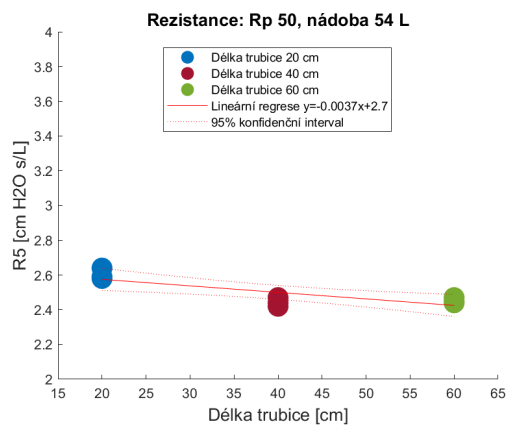
Obrázek 5.26: Reaktance:  
Rp 5, nádoba 54 L



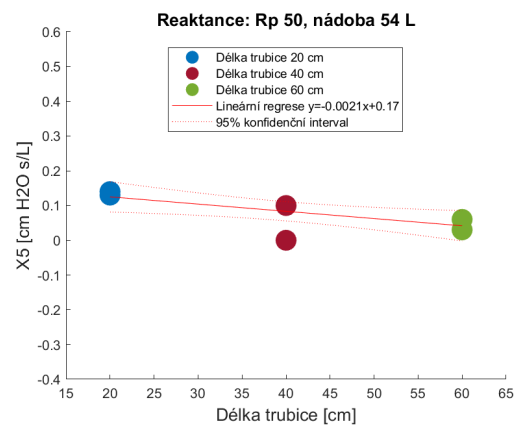
Obrázek 5.27: Rezistance:  
Rp 20, nádoba 54 L



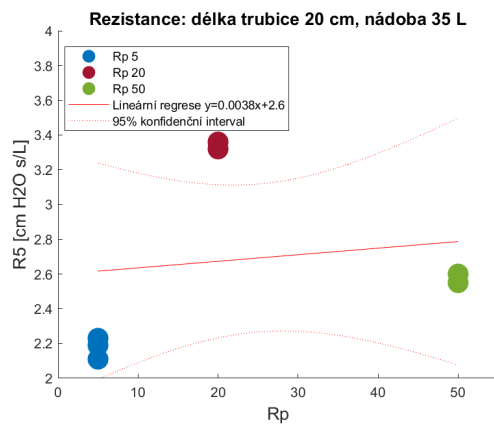
Obrázek 5.28: Reaktance:  
Rp 20, nádoba 54 L



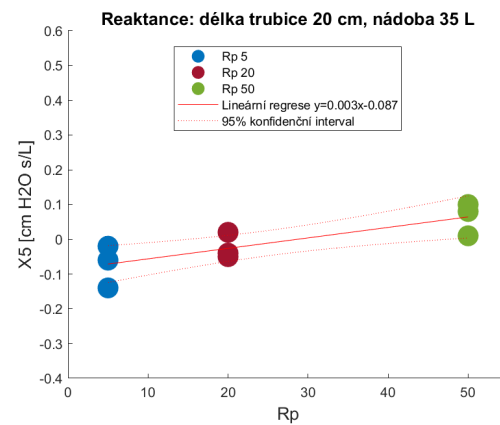
Obrázek 5.29: Rezistance:  
Rp 50, nádoba 54 L



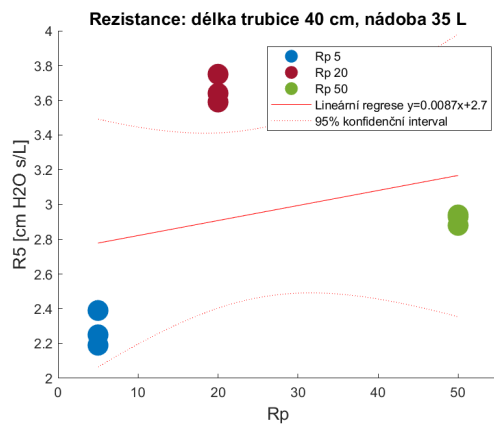
Obrázek 5.30: Reaktance:  
Rp 50, nádoba 54 L



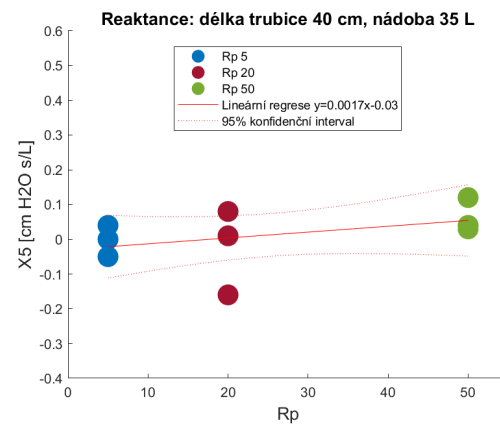
Obrázek 5.31: Rezistance: délka trubice 20 cm, nádoba 35 L



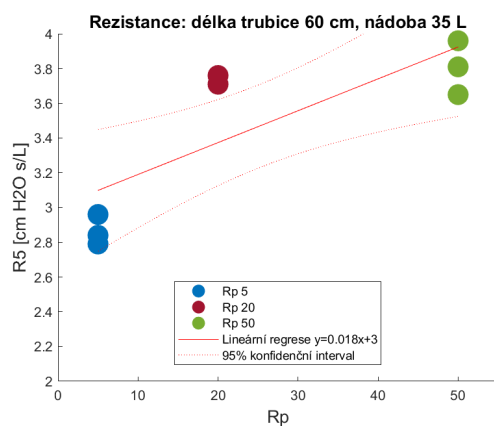
Obrázek 5.32: Reaktance: délka trubice 20 cm, nádoba 35 L



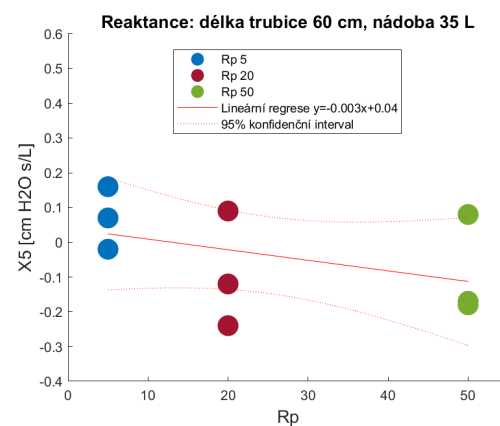
Obrázek 5.33: Rezistance: délka trubice 40 cm, nádoba 35 L



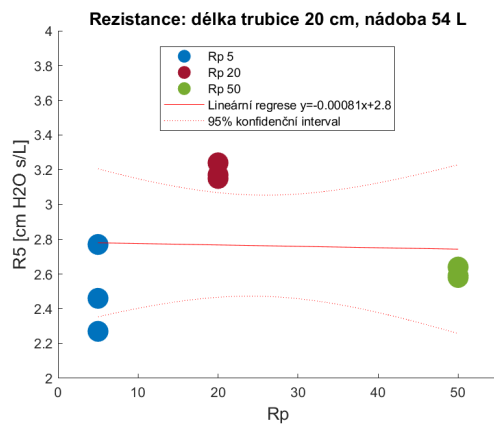
Obrázek 5.34: Reaktance: délka trubice 40 cm, nádoba 35 L



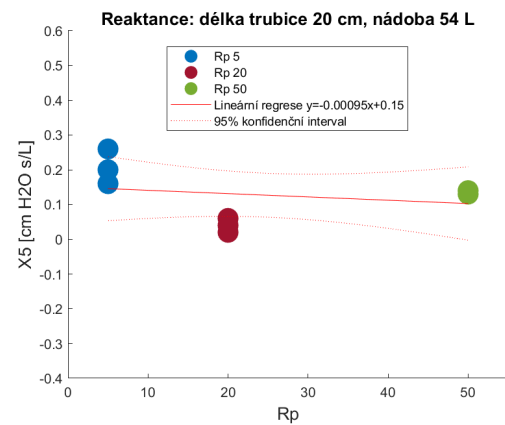
Obrázek 5.35: Rezistance: délka trubice 60 cm, nádoba 35 L



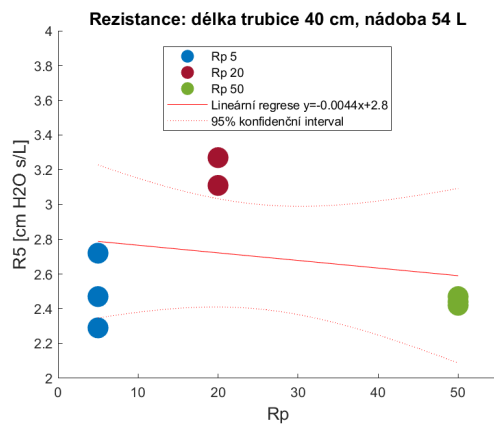
Obrázek 5.36: Reaktance: délka trubice 60 cm, nádoba 35 L



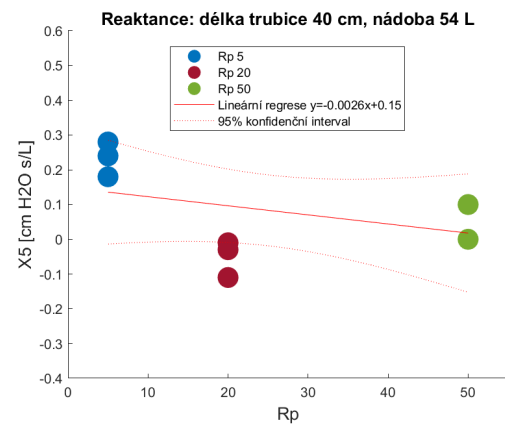
Obrázek 5.37: Rezistance: délka trubice 20 cm, nádoba 54 L



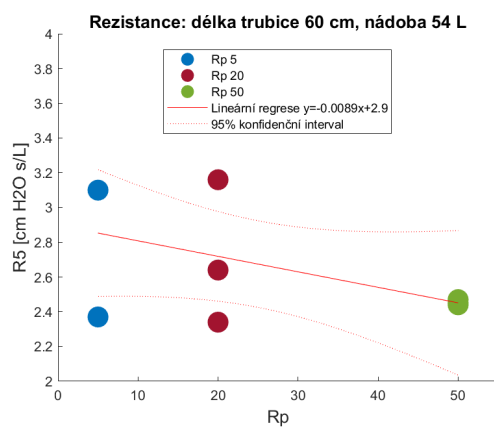
Obrázek 5.38: Reaktance: délka trubice 20 cm, nádoba 54 L



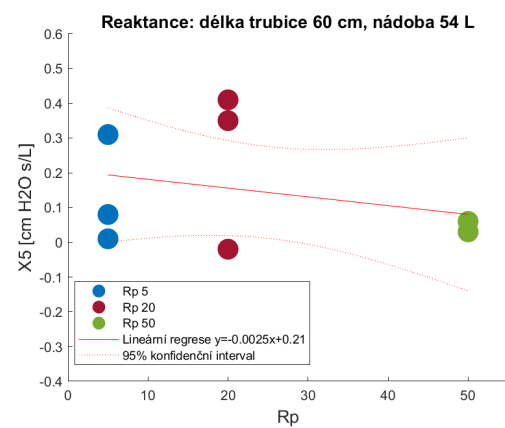
Obrázek 5.39: Rezistance: délka trubice 40 cm, nádoba 54 L



Obrázek 5.40: Reaktance: délka trubice 40 cm, nádoba 54 L



Obrázek 5.41: Rezistance: délka trubice 60 cm, nádoba 54 L



Obrázek 5.42: Reaktance: délka trubice 60 cm, nádoba 54 L

## 6 Diskuse

Hlavním cílem práce bylo zjistit závislost zvolených komponent v modelu respiračního systému na výsledných naměřených parametrech. Celkem bylo provedeno 18 různých kombinací: 3 velikostí parabolických rezistorů, 3 délek plastových trubic a 2 velikosti skleněných nádob. Měření jsem realizovala pomocí přístroje Tremoflo C-100 (Thorasy Thoracic Medical Systems Inc., Kanada) v laboratoři FBMI ČVUT v Praze.

Do systému byl v pravidelných intervalech odpovídajících lidskému dechu vháněn 1 L vzduchu, avšak čím byl v modelu větší rezistor, tím menší objem byl změřen. U  $R_p 5$  se hodnota objemu pohybovala okolo 700 ml, u  $R_p 20$  kolem 500 ml a u  $R_p 50$  byl změřen objem okolo pouhých 200 ml.

Přístroj měří na 8 různých frekvencích, jak bylo již zmíněno v kapitole 4. Následně všechny výsledky automaticky uloží do tabulky. Bohužel celá tabulka všech frekvencí nešla vyexportovat, tudíž jsem pracovala pouze s výchozí frekvencí 5 Hz.

Každá kombinace byla změřena 3x, aby se předešlo nežádoucím nepřesnostem měření. Přestože měření bylo prováděno vícekrát, tak hodnoty pokaždé vycházely s poměrně velkou odchylkou. Největší odchylka vznikala u měření objemu. Vzhledem k počtu měření u jednotlivých kombinacích nelze provést věrohodné statické zpracování. V grafech v kapitole 5 jsem záměrně zvolila stejné osy y pro rezistenci, resp. reaktanci. To umožnilo vizuálně srovnat opakovatelnost měření - v ideálním případě by v každém grafu měly být hodnoty odpovídající stejné hodnotě nezávislé veličiny na ose x stejné, protože se jednalo o identická měření. Mnohde je tento předpoklad splněný, například graf 5.3, jinde jsou nekonzistence měření daleko větší, viz například 5.25. U rezistence je největší rozptyl kolem  $1 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O}$  a u reaktace kolem  $0,6 \text{ cm} \cdot \text{H}_2\text{O}$ .

Ještě méně uspokojivý je ale pozorovaný trend, očekávala jsem, že když například zafixuji velikost nádoby a nakreslím 3 grafy pro různé  $R_p$ , tak pozorovaný trend, v tomhle případě závislost rezistance na délce trubice bude monotónní, tj vždy buď neklesající nebo nestoupající. To obvykle platí, ale některé série měření tohle nesplňují - viz třeba série měření 5.7, 5.9 a 5.11 a to i když měření bylo relativně konzistentní.

## 7 Závěr

Projekt zjišťuje závislost rezistance a reaktance modelu respiračního systému na vlastnostech jeho různých komponent. Cílem projektu bylo postavit model respiračního systému pomocí skleněné nádoby, která představovala poddajnost, plastové trubice, která představovala internaci a parabolických rezistorů. Schéma sestaveného modelu je vyobrazeno na obrázku 4.1.

Jeden z hlavních zdrojů byla bakalářská práce Bc. Tomáše Vlčka. [3] Jeho práce byla zaměřena na srovnání spirometrie s metodou nucených oscilací. Má práce byla měřena na stejném přístroji, tudíž vychází ze stejných fyzikálních principů, proto je popis metod a přístrojů zejména v kapitole 4 podobný. Hlavním rozdílem těchto dvou prací je, že já jsem sestavila vlastní model respiračního systému a měření prováděla na tomto modelu a nezkoumala jsem zdravotní stav lidí. Mým cílem bylo zjistit závislost změny jednotlivých komponent v modelu a naměřených parametrů rezistance a reaktance. Sestavení modelu na kterém bylo prováděno měření bylo součástí cíle této práce, který se podařilo splnit.

Výsledky měření vykazují poměrně velké odchylky a pro přesnější výsledky by bylo třeba provést více měření a zjistit, co způsobuje pozorovanou nekonzistenci. Pro pokračování tohoto projektu je třeba také vyřešit problém s exportem dat z ovládacího software, aby se dalo pracovat i s ostatními frekvencemi a ne pouze s frekvencí 5 Hz, která je zobrazena jako výchozí na obrazovce po měření. Dále je třeba u každého měření provést více pokusů a prověřit zdali bude odchylka pořád stejně velká. Pokud se nepodaří měřit konzistentní data, tak by zřejmě nebylo možné v tomto projektu pokračovat z důvodu nespolehlivosti přístroje na kterém bylo měření prováděno.

## Seznam použité literatury

1. *Funkce respiračního systému*. Masarykova univerzita, [b.r.]. Dostupné také z: [⟨https://www.med.muni.cz/patfyz/pdf/new/Dychaci.systemPP2005.pdf⟩](https://www.med.muni.cz/patfyz/pdf/new/Dychaci.systemPP2005.pdf).
2. STARCZEWSKA-DYMEK, Liwia; BOŹEK, Andrzej; DYMEK, Tomasz. Application of the forced oscillation technique in diagnosing and monitoring of asthma in preschool children. *Via Medica*. [B.r.], č. 87, s. 10.
3. VLČEK, Tomáš. *Akustická oscilometrie*. Kladno, 2018. Bakalářská práce. České vysoké učení technické.
4. BHATTARAI, Prem; MYERS, Stephen; CHIA, Collin; WEBER, Heinrich C.; YOUNG, Sally; WILLIAMS, Andrew D.; SOHAL, Sukhwinder Singh. Clinical Application of Forced Oscillation Technique (FOT) in Early Detection of Airway Changes in Smokers. *J. Clin. Med.* 2020, roč. 2020, č. 9. Dostupné z DOI: [⟨10.3390/jcm9092778⟩](https://doi.org/10.3390/jcm9092778).
5. RIBEIRO, Caroline Oliveira; LOPES, Alvaro Camilo Dias Faria Agnaldo José; MELO, Pedro Lopes de; LOPES, Agnaldo José. Forced oscillation technique for early detection of the effects of smoking and COPD: contribution of fractional-order modeling. *International Journal of COPD*. 2018, roč. 13. Dostupné také z: [⟨https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6188181/⟩](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6188181/).
6. ČÁP, Petr; BIČÍKOVÁ, Kateřina; PAUL, Tomáš. *Impulzní oscilometrie: nová metoda měření plicních funkcí*. [B.r.]. Dostupné také z: [⟨https://www.medvik.cz/bmc/link.do?id=bmc01001763⟩](https://www.medvik.cz/bmc/link.do?id=bmc01001763).
7. *MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR: Spirometrie*. [B.r.]. Dostupné také z: [⟨https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie⟩](https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie).
8. *Spirometrie: Polikliniky Medicon: Spirometrie — Polikliniky MEDICON*. [B.r.]. Dostupné také z: [⟨https://www.mediconas.cz/cs/spirometrie⟩](https://www.mediconas.cz/cs/spirometrie).
9. *Síť lékařských fakult ČR a SR. Spirometrie, Plicní Objemy*. [B.r.]. Dostupné také z: [⟨https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie,\\_plicn%C3%AD\\_objemy⟩](https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie,_plicn%C3%AD_objemy).
10. *Spirometrie*. 2011. Dostupné také z: [⟨https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie⟩](https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie).
11. BUSSCHOTS, Cedric; PATTYN, Johan; DRIES, Peumans; YVES, Rolain; GERD, Vandersteen. Forced Oscillation Technique Measurement Apparatus Using Fan-Speaker Hybrid: 10.1109/TIM.2021.3139664. *IEEE: Transactions on Instrumentation and measurement*. [B.r.], č. 71, s. 10. Dostupné z DOI: [⟨10.1109/TIM.2021.3139664⟩](https://doi.org/10.1109/TIM.2021.3139664).

12. Oostveen, E., MacLeod, D., Lorino, H., Farre, R., Hantos, Z., Desager, K., & Marchal, F. *The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. In European Respiratory Journal (Roč. 22, Issue 6, s. 1026–1041). European Respiratory Society (ERS).* [B.r.]. Dostupné také z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14680096/>.
13. Vit Nasinec, V. *Tremoflo C-100 , Oscilometrie (AOS). tremoFlo C-100, oscilometrie (AOS) / MR Diagnostic.* [B.r.]. Dostupné také z: <https://www.mr-diagnostic.cz/tremoflo>.
14. *MR: Diagnostics.* [B.r.]. Dostupné také z: <https://www.mr-diagnostic.cz/tremoflo>.
15. *Poddajnost.* San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001. Dostupné také z: <https://cs.m.wikipedia.org/wiki/Poddajnost>.
16. *Inertance.* San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001. Dostupné také z: <https://en.m.wikipedia.org/wiki/Inertance>.



## Příloha A Výsledky měření

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,16	-0,02	5,43	18,69	0,58	0,98
2	2,64	0,41	n/a	18,69	0,73	0,97
3	2,34	0,35	n/a	18,69	0,73	0,98

Tabulka A.1: Délka trubice: 60 cm, Rp 20, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,47	0,06	n/a	18,69	0,23	1
2	2,44	0,03	n/a	18,69	0,22	1
3	2,45	0,06	n/a	18,69	0,24	1

Tabulka A.2: Délka trubice: 60 cm, Rp 50, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,47	0,1	n/a	18,69	0,27	1
2	2,42	0	n/a	18,69	0,24	1
3	2,44	0,1	n/a	18,69	0,22	1

Tabulka A.3: Délka trubice: 40 cm, Rp 50, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,24	0,04	n/a	18,69	0,53	0,99
2	3,15	0,02	n/a	18,69	0,57	0,98
3	3,17	0,06	n/a	18,69	0,54	0,99

Tabulka A.4: Délka trubice: 20 cm, Rp 20, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,27	0,26	n/a	18,69	0,74	0,98
2	2,46	0,16	n/a	18,69	0,71	0,98
3	2,77	0,2	n/a	18,69	0,71	0,97

Tabulka A.5: Délka trubice: 20 cm, Rp 5, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,11	-0,01	12,18	18,69	0,51	0,98
2	3,27	-0,11	7,93	18,69	0,45	0,97
3	3,11	-0,03	6,57	18,69	0,52	0,97

Tabulka A.6: Délka trubice: 40 cm, Rp 20, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,64	0,01	n/a	18,69	0,63	0,98
2	3,75	-0,16	7,5	18,69	0,59	0,97
3	3,59	0,08	n/a	18,69	0,58	0,97

Tabulka A.7: Délka trubice: 40 cm, Rp 20, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,94	0,04	n/a	18,69	0,32	1
2	2,93	0,03	n/a	18,69	0,31	1
3	2,88	0,12	n/a	18,69	0,27	1

Tabulka A.8: Délka trubice: 40 cm, Rp 50, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,19	0,04	n/a	18,69	0,75	0,97
2	2,39	-0,05	5,54	18,69	0,76	0,97
3	2,25	0	n/a	18,69	0,75	0,97

Tabulka A.9: Délka trubice: 40 cm, Rp 5, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,81	-0,18	9,8	18,69	0,6	0,97
2	3,96	-0,17	6,7	18,69	0,61	0,97
3	3,65	0,08	n/a	18,69	0,64	0,97

Tabulka A.10: Délka trubice: 60 cm, Rp 50, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,76	-0,24	8,84	18,69	0,63	0,98
2	3,71	0,09	n/a	18,69	0,56	0,96
3	3,71	-0,12	9,21	18,69	0,6	0,97

Tabulka A.11: Délka trubice: 60 cm, Rp 20, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,96	0,16	n/a	18,69	0,31	0,99
2	2,84	-0,02	12,78	18,69	0,28	0,99
3	2,79	0,07	n/a	18,69	0,29	0,99

Tabulka A.12: Délka trubice: 60 cm, Rp 5, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,11	-0,02	5,36	18,69	0,72	0,97
2	2,19	-0,06	5,77	18,69	0,69	0,97
3	2,23	-0,14	6,52	18,69	0,73	0,98

Tabulka A.13: Délka trubice: 20 cm, Rp 5, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	3,32	-0,05	6,01	18,69	0,55	0,96
2	3,32	-0,04	12,54	18,69	0,55	0,97
3	3,36	0,02	n/a	18,69	0,55	0,96

Tabulka A.14: Délka trubice: 20 cm, Rp 20, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,55	0,01	n/a	18,69	0,25	1
2	2,55	0,1	n/a	18,69	0,25	0,99
3	2,6	0,08	n/a	18,69	0,23	0,99

Tabulka A.15: Délka trubice: 20 cm, Rp 50, nádoba 35 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,58	0,13	n/a	18,69	0,24	1
2	2,59	0,14	n/a	18,69	0,21	1
3	2,64	0,13	n/a	18,69	0,22	1

Tabulka A.16: Délka trubice: 20 cm, Rp 50, nádoba 54 L

Měření	$R_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$X_5$ [cm · H <sub>2</sub> O · s/L]	$F_{res}$ [Hz]	Reference	$V_T$ [L]	COH <sub>5</sub>
1	2,47	0,18	n/a	18,69	0,69	0,97
2	2,29	0,24	n/a	18,69	0,73	0,98
3	2,72	0,28	n/a	18,69	0,72	0,97

Tabulka A.17: Délka trubice: 40 cm, Rp 5, nádoba 54 L