



**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 práce 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 2. 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 20 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:**

A concise summary of aims, methods, results, discussion (if needed) and conclusions of the Bachelor's Thesis within the range of about 10 lines.

### **Key words**

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

# Obsah

Seznam symbolů zkratk . . . . .	6
1 Úvod . . . . .	7
2 Přehled současného stavu . . . . .	8
3 Cíle práce . . . . .	10
4 Metody . . . . .	11
4.1 Akustická oscilometrie . . . . .	11
4.2 Kalibrace zařízení tremoflo . . . . .	12
4.3 Sestavení modelu . . . . .	13
4.4 Průběh měření . . . . .	13
5 Výsledky . . . . .	14
6 Diskuse . . . . .	25
7 Závěr . . . . .	26
Seznam použité literatury . . . . .	27
A Výsledky měření . . . . .	28

## Seznam tabulek

A.1 Měření díly: 3, odpor: 20, nádoba: 54 . . . . .	28
A.2 Měření díly: 3, odpor: 50, nádoba: 54 . . . . .	28
A.3 Měření díly: 2, odpor: 50, nádoba: 54 . . . . .	28
A.4 Měření díly: 1, odpor: 20, nádoba: 54 . . . . .	29
A.5 Měření díly: 1, odpor: 5, nádoba: 54 . . . . .	29
A.6 Měření díly: 2, odpor: 20, nádoba: 54 . . . . .	29
A.7 Měření díly:2, odpor: 20, nádoba: 35 . . . . .	29
A.8 Měření díly:2, odpor: 50, nádoba: 35 . . . . .	29
A.9 Měření díly:2, odpor: 5, nádoba: 35 . . . . .	30
A.10 Měření díly:2, odpor: 20, nádoba: 35 . . . . .	30
A.11 Měření díly:3, odpor: 20, nádoba: 35 . . . . .	30
A.12 Měření díly:3, odpor: 5, nádoba: 35 . . . . .	30
A.13 Měření díly:2, odpor: 5, nádoba: 35 . . . . .	30
A.14 Měření díly:1, odpor: 5, nádoba: 35 . . . . .	31
A.15 Měření díly:1, odpor: 20, nádoba: 35 . . . . .	31
A.16 Měření díly:1, odpor: 50, nádoba: 35 . . . . .	31

A.17 Měření díly:1, odpor: 50, nádoba: 54 . . . . .	31
A.18 Měření díly:2, odpor: 5, nádoba: 54 . . . . .	31

## 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
$P$	$\text{cm} \cdot \text{H}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$	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)

# 1 Úvod

Respirační systém je jeden z nejdůležitějších orgánů v lidském těle. Vzhledem k jeho klíčové funkci je třeba ho průběžně monitorovat, zda provádí svoji funkci správně. Vzhledem k jeho významu je při nálezů choroby, jako tomu je u jiných nemocí, nutné akutně provést diagnózu. Metod pro diagnostiku respiračního systému je několik. Tento projekt je koncipován na základě jedné z těchto diagnostických neinvazivních metod, kterou je metoda nucených oscilací realizované přístrojem tremoflo C-100. Cílem této práce je zjistit závislost jednotlivých komponent modelu na výsledných naměřených parametrech jako např.: rezistence a reaktance. [1]

Aby se tato metoda dala využívat, je třeba znát výsledky jednotlivých parametrů jak pro zdravé plíce, tak pro různé patologické stavy se kterými se naměřené hodnoty mohou porovnat. Model plic pro tuto metodu zatím neexistuje a dílčím cílem této práce je ho zhotovit.

Oproti spirometrii je metoda nucených oscilací přístupnější, protože vyžaduje pouze minimální spolupráci pacienta. Jako taková je vhodná jak pro děti, tak pro pacienty v oslabeném stavu u kterých by bylo obtížné provést měření, při kterém je třeba vyvíjet větší úsilí. [1] Vyšetření probíhá v klidu, kdy pacient spontánně dýchá do přístroje přes jednorázový antibakteriální filtr. Vyhodnocuje se odpor dýchacích cest a tuhost plic. [1] 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. [1] 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. [1]



## 2 Přehled současného stavu

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. [2] Stejně jako ostatní části lidského těla je třeba kontrolovat i respirační systém a jeho správnou funkci. K tomu slouží metody jako spirometrie nebo metoda řízených oscilací.

Spirometrie je diagnostická metoda pro měření ventilace respiračního systému. Je založena na měření tlaku na síťce uvnitř spirometru, který je úměrný objemu vzduchu. [3] Základním fyzikálním principem je analogie Ohmova zákona, kdy ze známého průtoku vzduchu, tj obdoba proudu a známé překážky, tj obdobě odporu je vypočtena změna tlaku, tj obdoba napětí. Spirometr zaznamenává výsledek jako graf ukazující objem plic v závislosti na čase. [4] 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. [5] 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.

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. 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. [6]

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. [6] Vynucené oscilace jsou superponované přímo na normální dýchání. Tato metoda vyšetření byla umožněna až s technologickým rozvojem počítačů. [1] Během této doby bylo vyvinuto mnoho variant FOT s různými konfiguracemi měření, frekvencí oscilací a principy hodnocení.

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. [7]

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. [7]

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.

### 3 Cíle práce

Cílem této práce je zjistit vliv jednotlivých komponent modelu na měřené respirační parametry, zejména rezistenci a reaktanci. K dosažení tohoto cíle bylo potřeba sestavit model plic, ten jsem sestavila ze skleněné nádoby, plastových trubek a průtočných odporů. 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.

Technika nucených oscilací vysílá oscilace o velikosti přibližně 2 cm sloupce  $H_2O$ , 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. [1] Frekvencí se k měření používá devět (5, 11, 13, 17, 19, 23, 31 a 37 Hz).

V přístroji je umístěn snímač tlaku a průtoku a ty přeměřují 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  $f$ . [1]

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

V tomto projektu byl použit přístroj tremoflo C-100, který měří impedanci na frekvencích 5-37 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 (5-17 Hz), které se dostávají do obvodu centra plic, a vysokofrekvenční signály (19-37 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. Reakce na postupné zvyšování obsahu plic lze přirovnat k nafukování balónu - při jeho nafukování dojdeme k bodu, kdy při příjmu další energie začne balón vytvářet odpor, přičemž další přísun energie by mohl způsobit v balónu odraz.

## 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. [1]

### 4.3 Sestavení modelu

Respirační systém se skládá se z pravé a levé plíce a průdušnic. 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 součástí byly sestaveny všechny kombinace respiračního systému a změřena odezva přístroje tremoflo C-100.

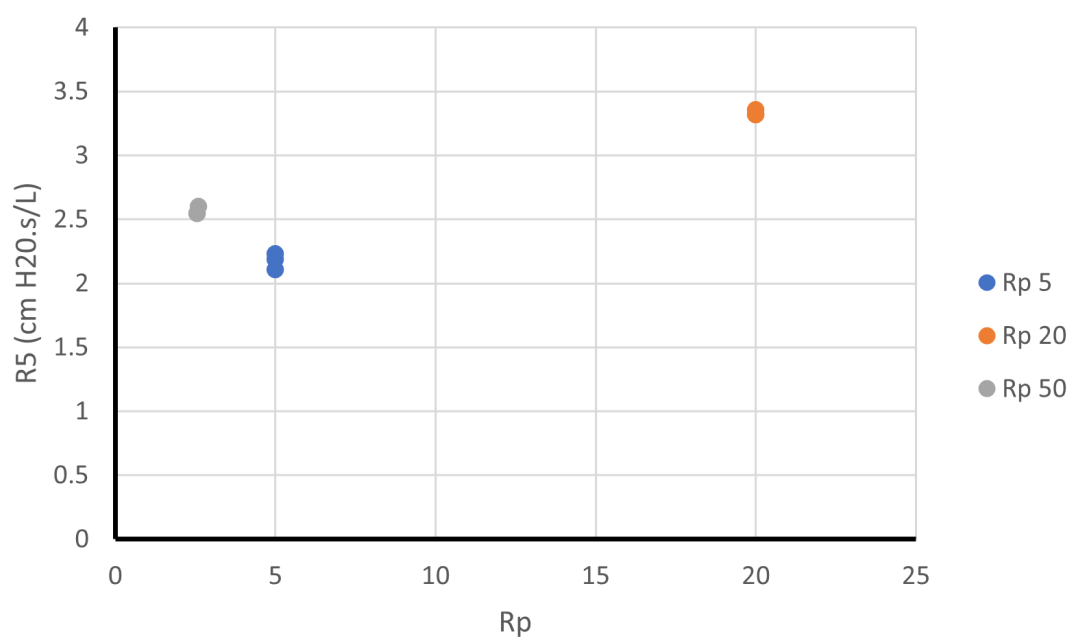
### 4.4 Průběh měření

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. Nejprve se přístroj i počítač zapojil do elektrické sítě a zapnul. 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 a následnému průměrování. Po 3 měřeních jedné kombinace se jeden článek modelu, průtočný odpor, délka plastové trubice nebo velikost skleněné nádoby vyměnila a měření se opakovalo. Tímhle způsobem se vystřídaly všechny kombinace. Všechny data byla uložena v systému a potom se z nich vygenerovala tabulka

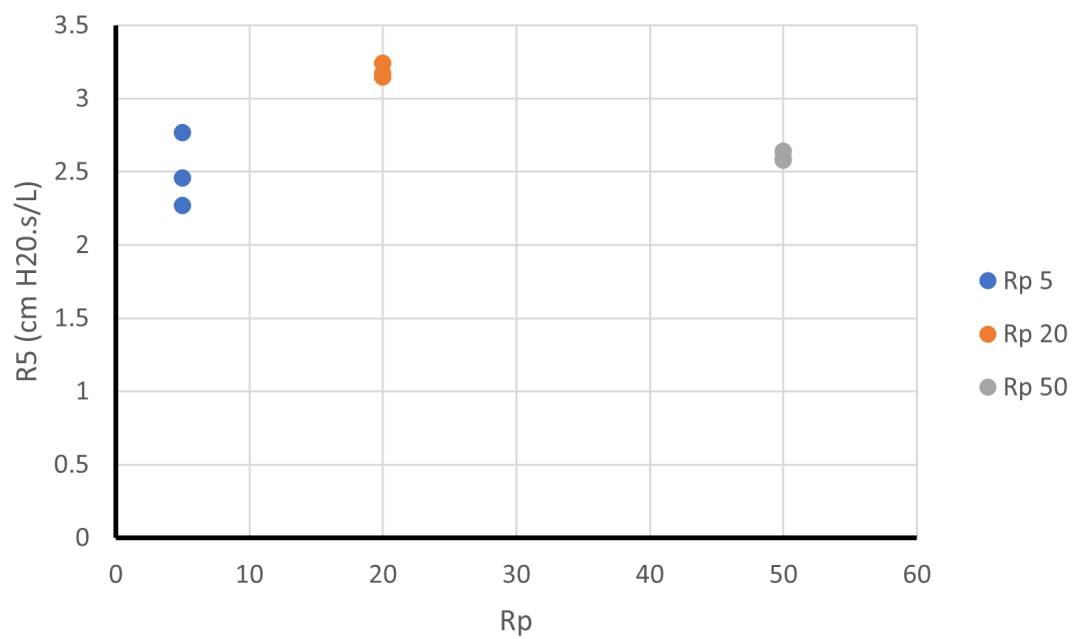
## 5 Výsledky

Měření probíhalo na 20 různých kombinacích modelu respiračního systému. Každá kombinace byla proměřena 3x aby se předešlo nežádoucím nepřesnostem měření. Naměřené hodnoty jsou zaznamenány v tabulkách a následně byly vyneseny do grafu. Každý graf ukazuje závislost rezistence nebo reaktance a jedné měnící se komponenty v modelu, délky trubice, která představovala inertanci, velikosti nádoby, která představovala poddajnost nebo velikosti parabolického rezistoru.

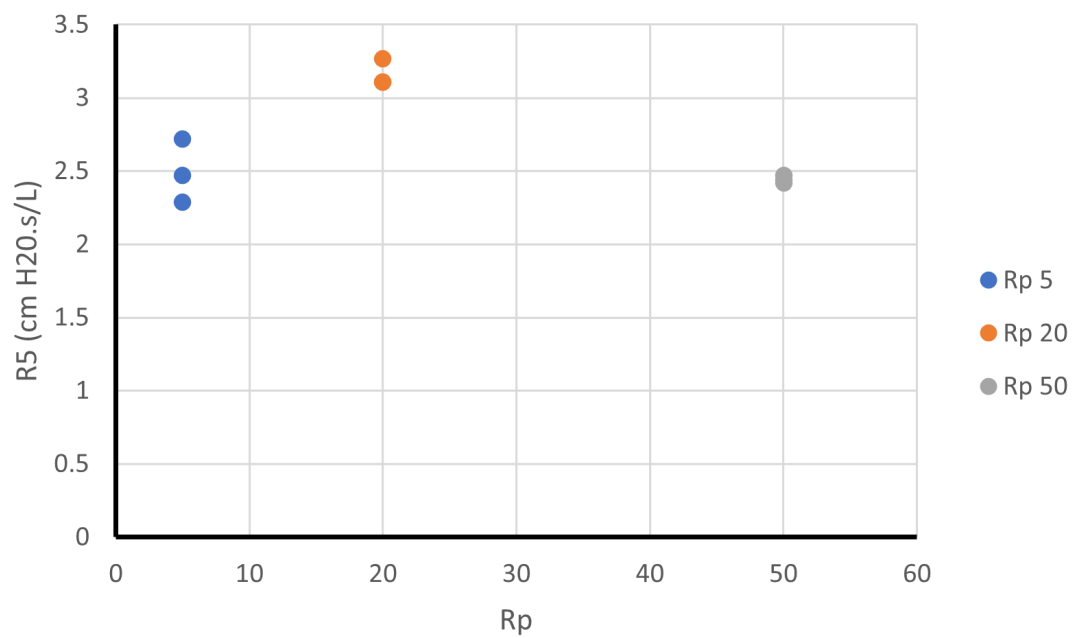
Měřena byla především rezistence, reaktance, rezonanční frekvence, objem a  $COH_3$ .



Obrázek 5.1: Délka 20 cm, nádoba 35L

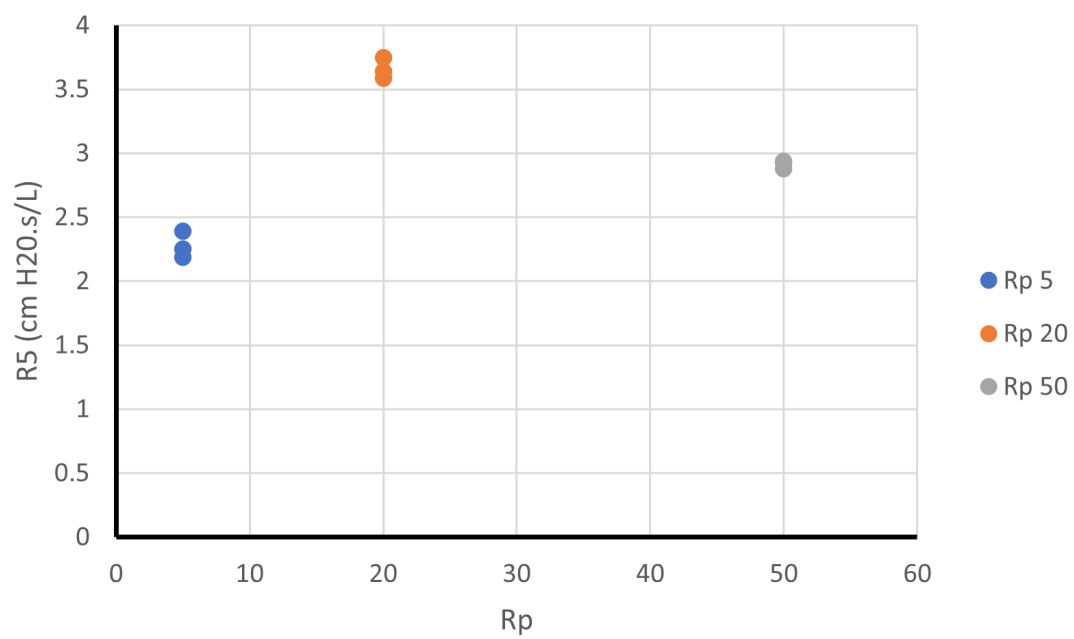


Obrázek 5.2: Délka 20 cm, nádoba 54L

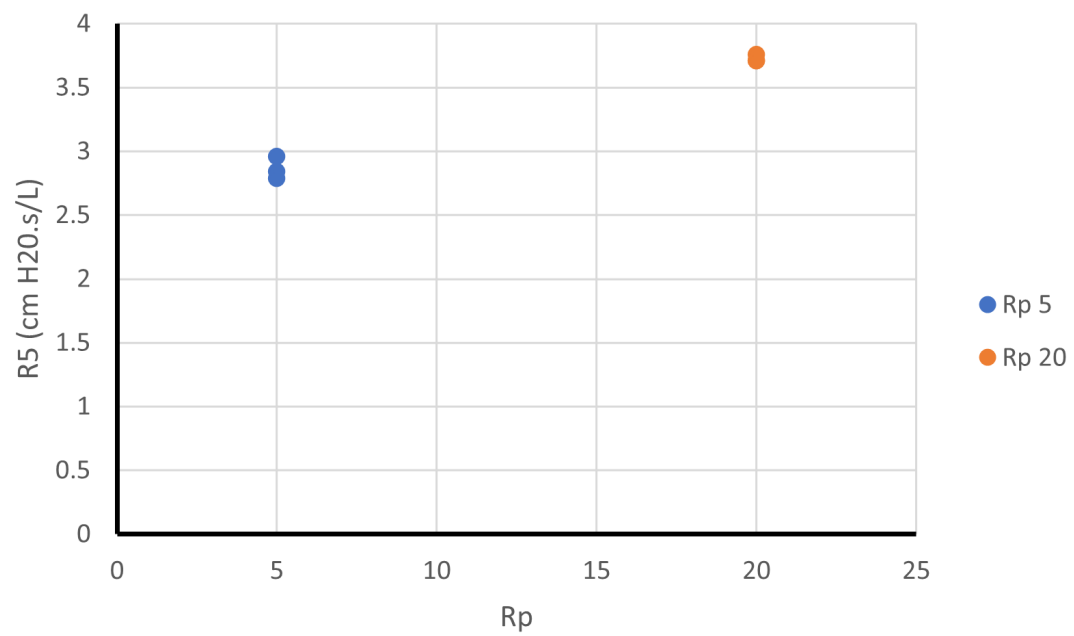


Obrázek 5.3: Délka 40 cm, nádoba 54L

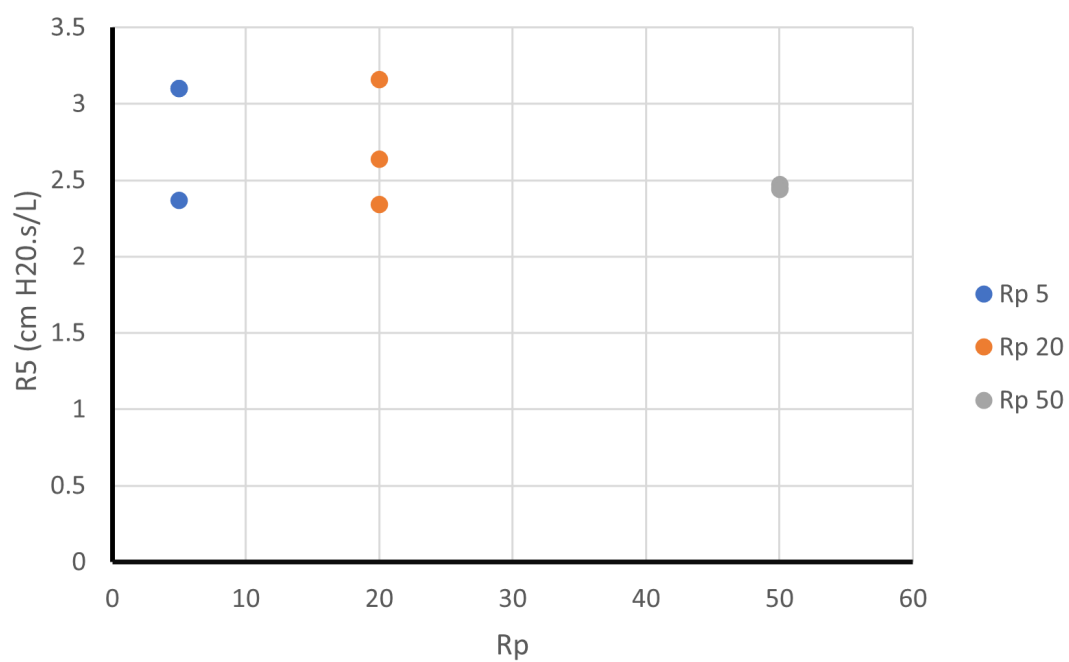




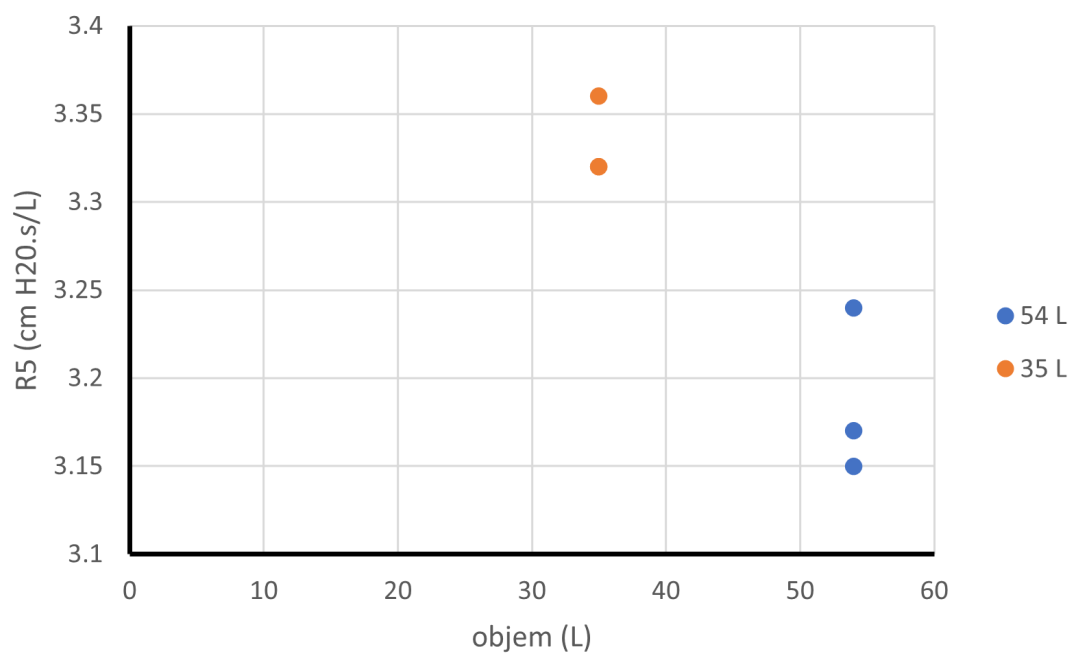
Obrázek 5.4: Délka 40 cm, nádoba 35L



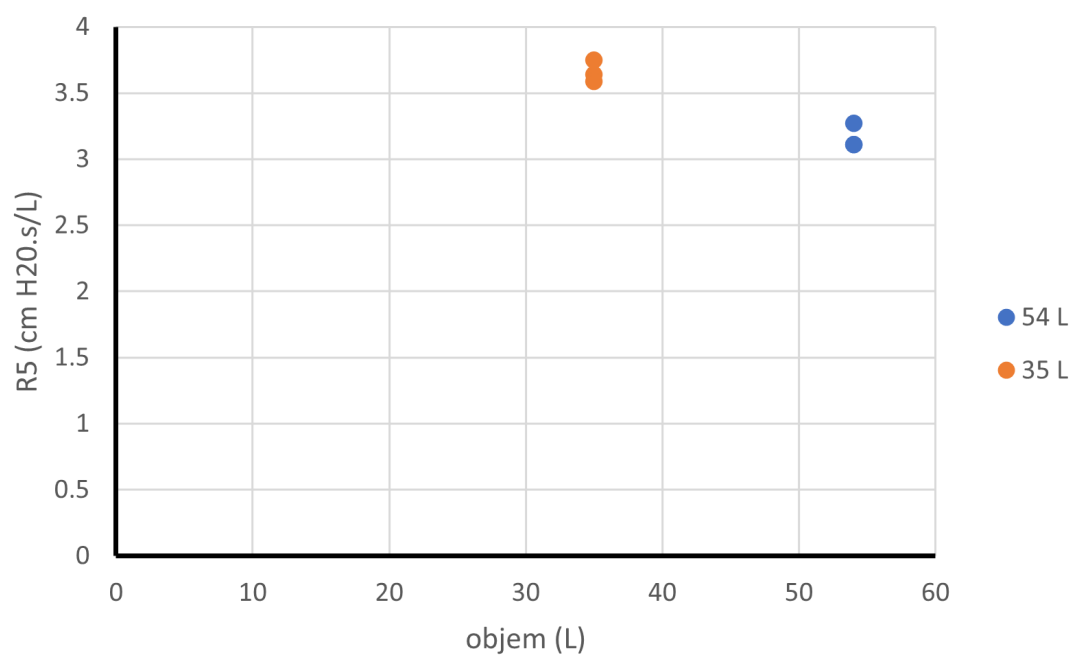
Obrázek 5.5: Délka 60 cm, nádoba 35L



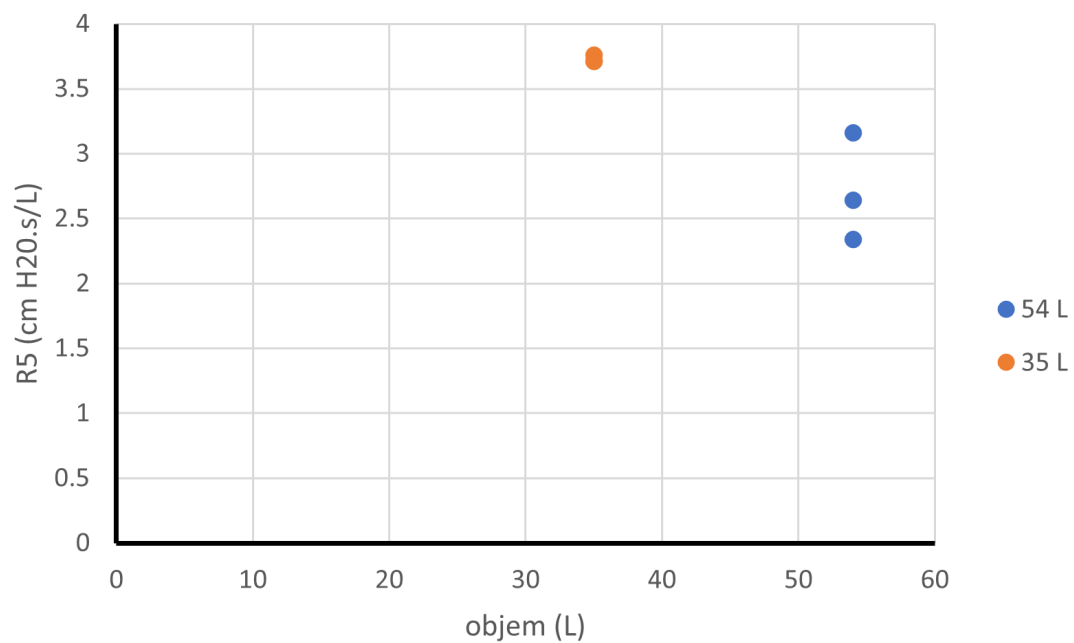
Obrázek 5.6: Délka 60 cm, nádoba 54L



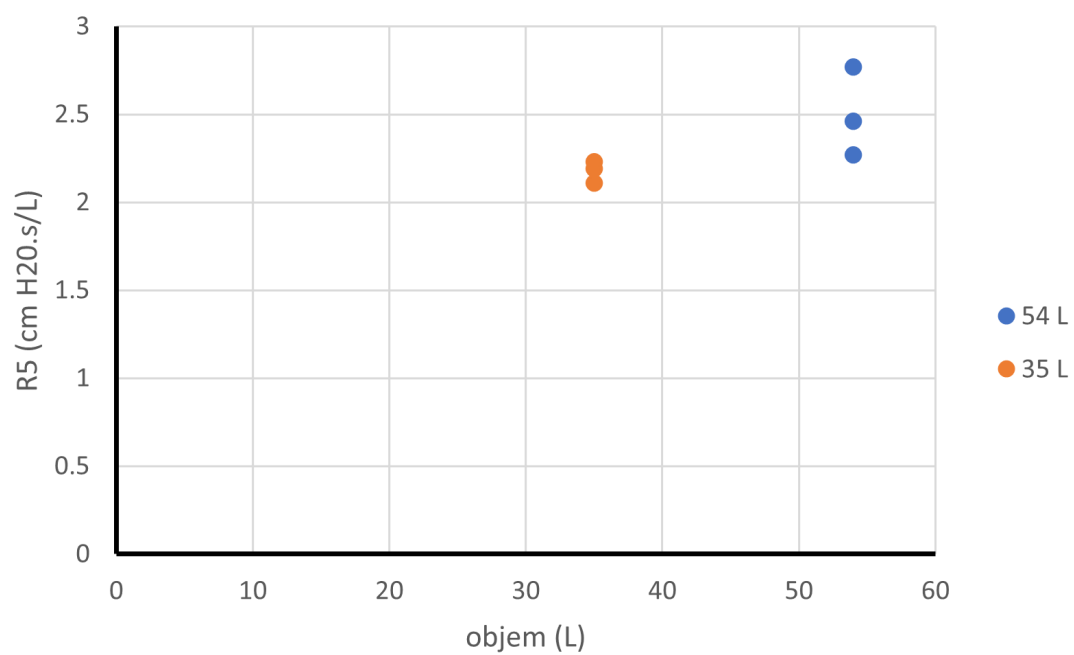
Obrázek 5.7: Délka 20 cm, odpor 20



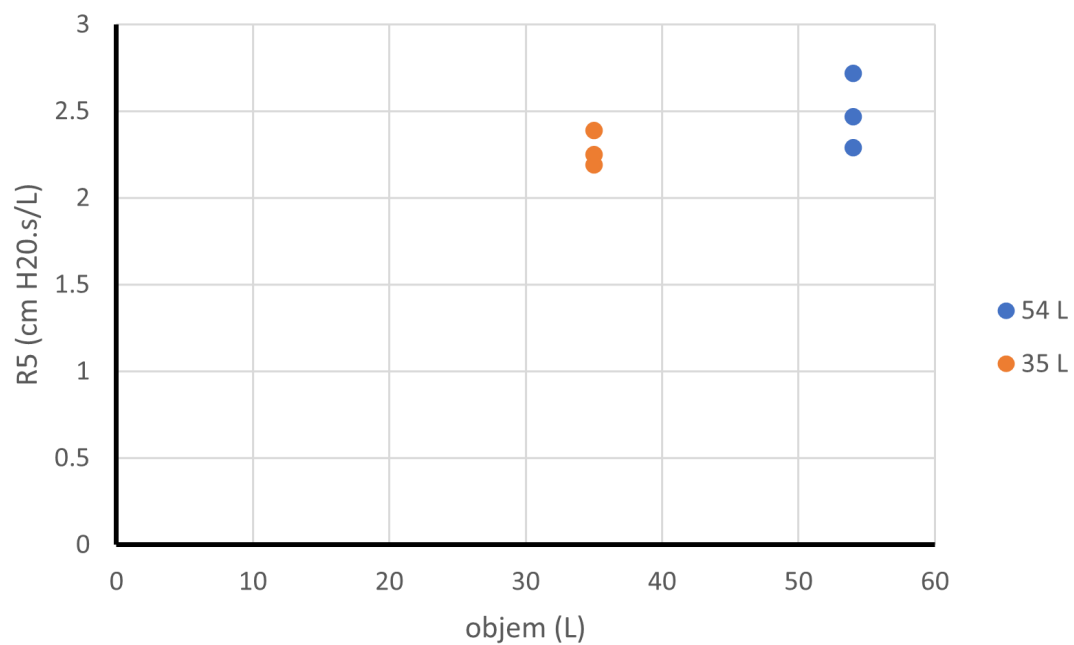
Obrázek 5.8: Délka 40 cm, odpor 20



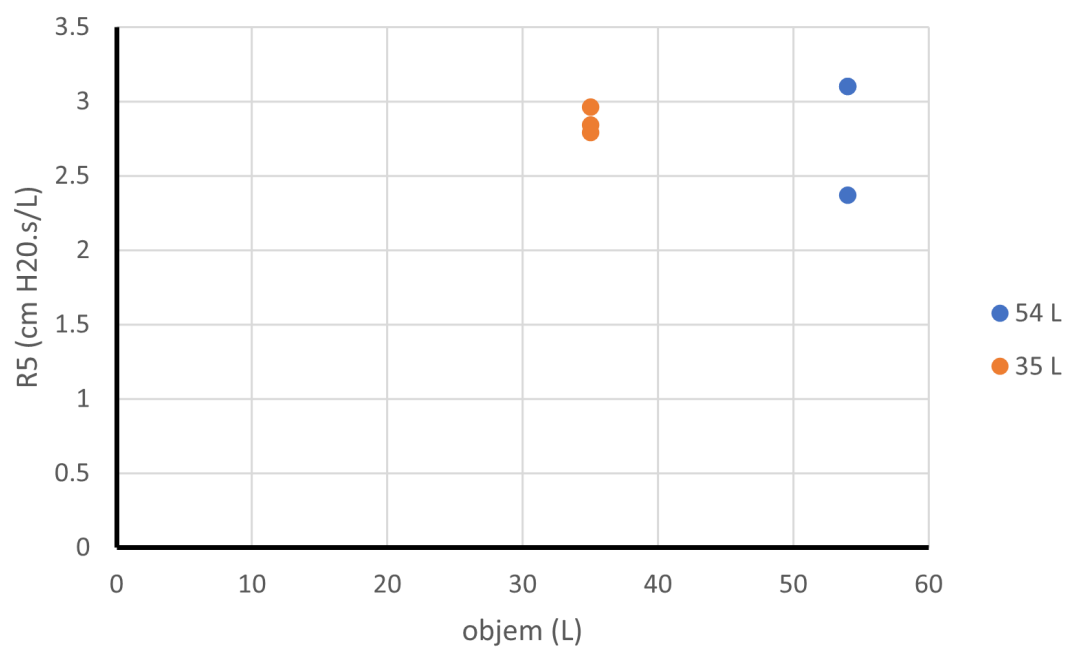
Obrázek 5.9: Délka 60 cm, odpor 20



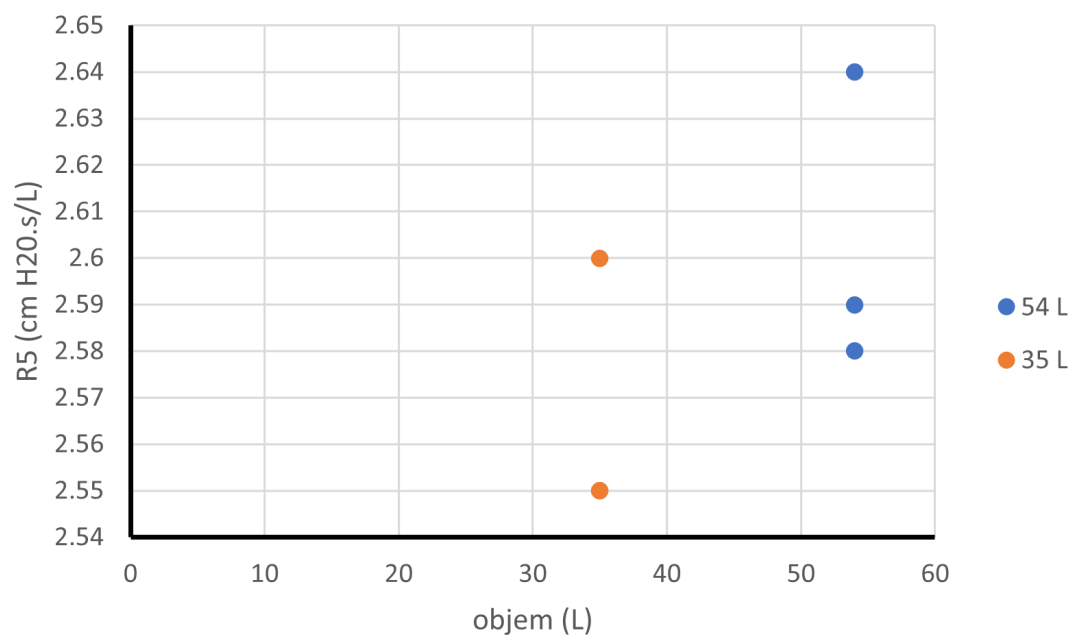
Obrázek 5.10: Délka 20 cm, odpor 5



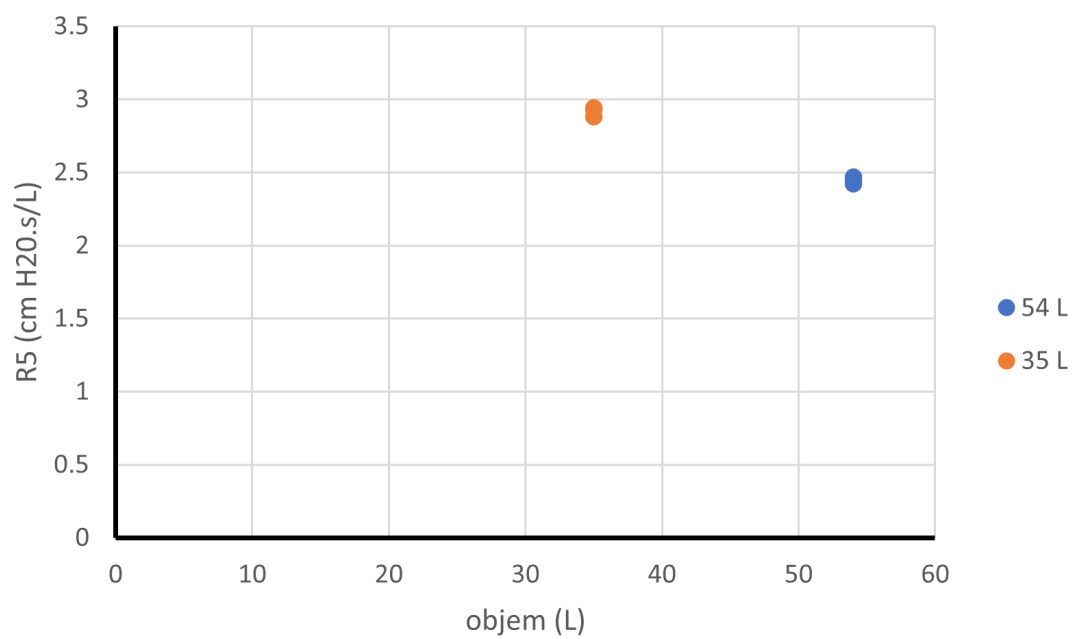
Obrázek 5.11: Délka 40 cm, odpor 5



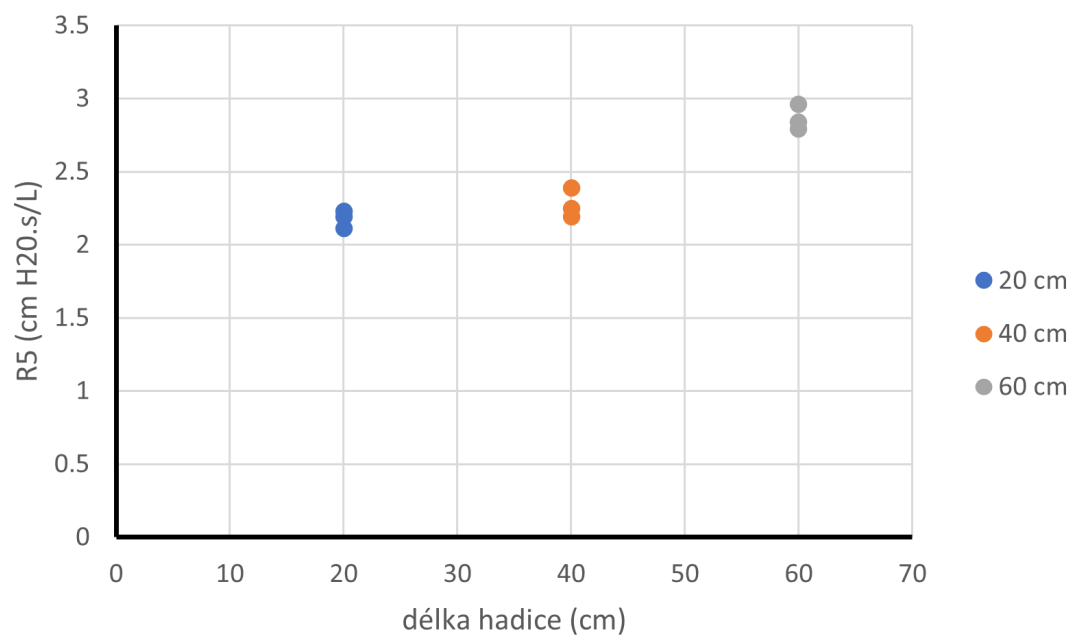
Obrázek 5.12: Délka 60 cm, odpor 5



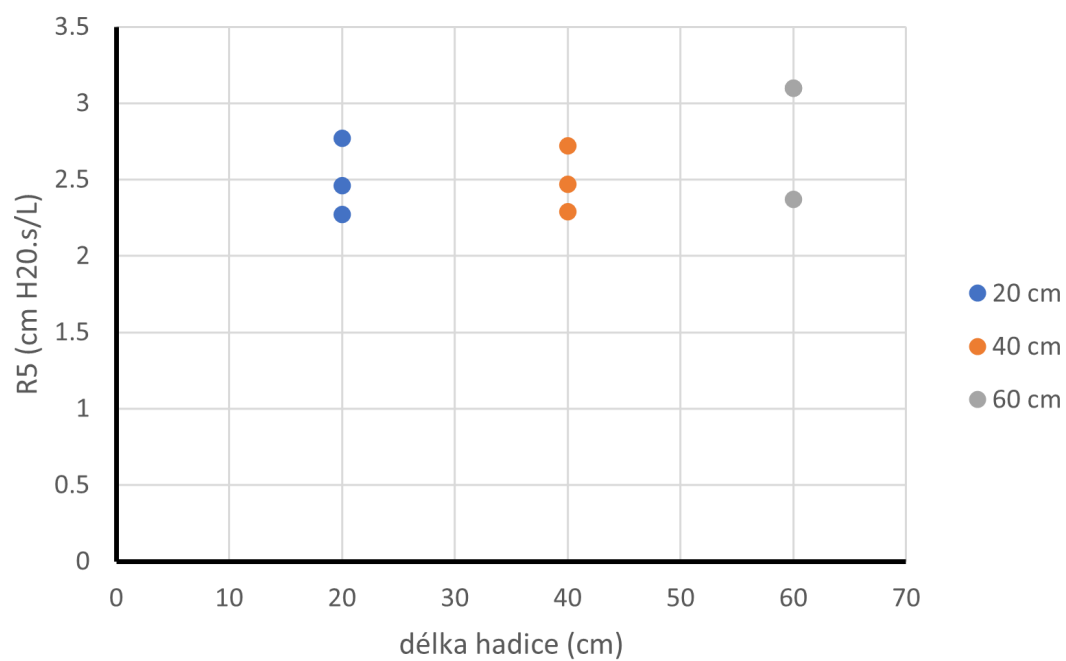
Obrázek 5.13: Délka 20 cm, odpor 50



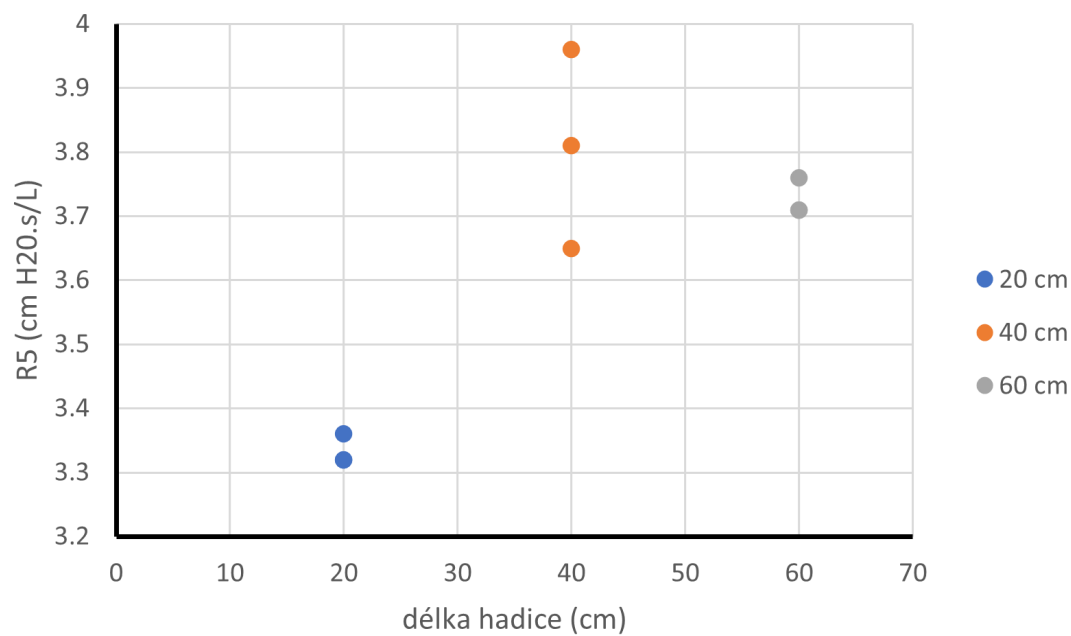
Obrázek 5.14: Délka 40 cm, odpor 50



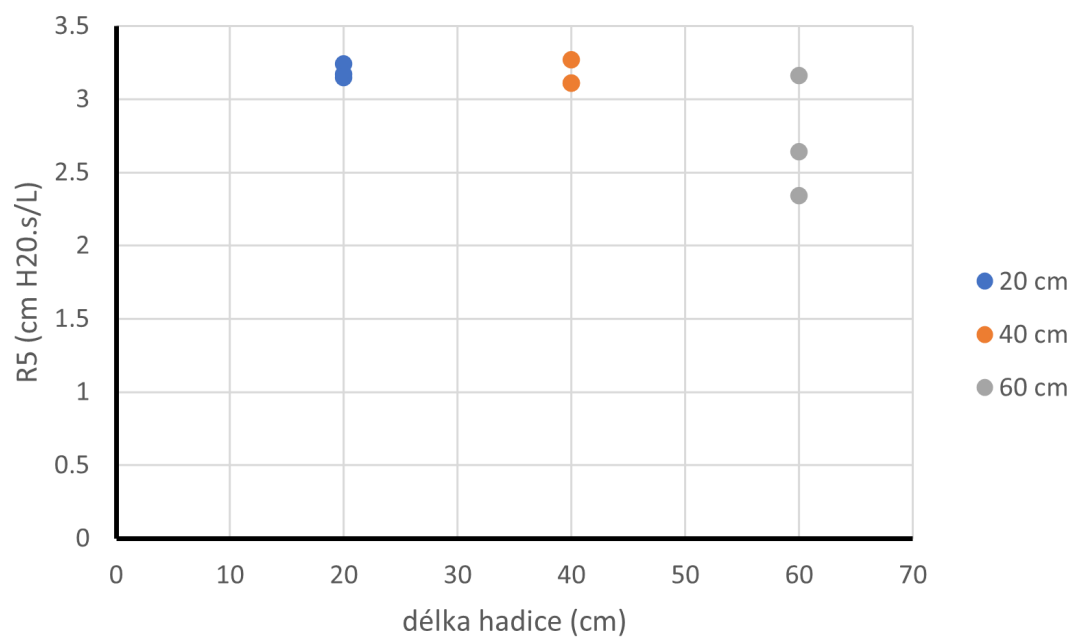
Obrázek 5.15: Nádoba 35 L, odpor 5



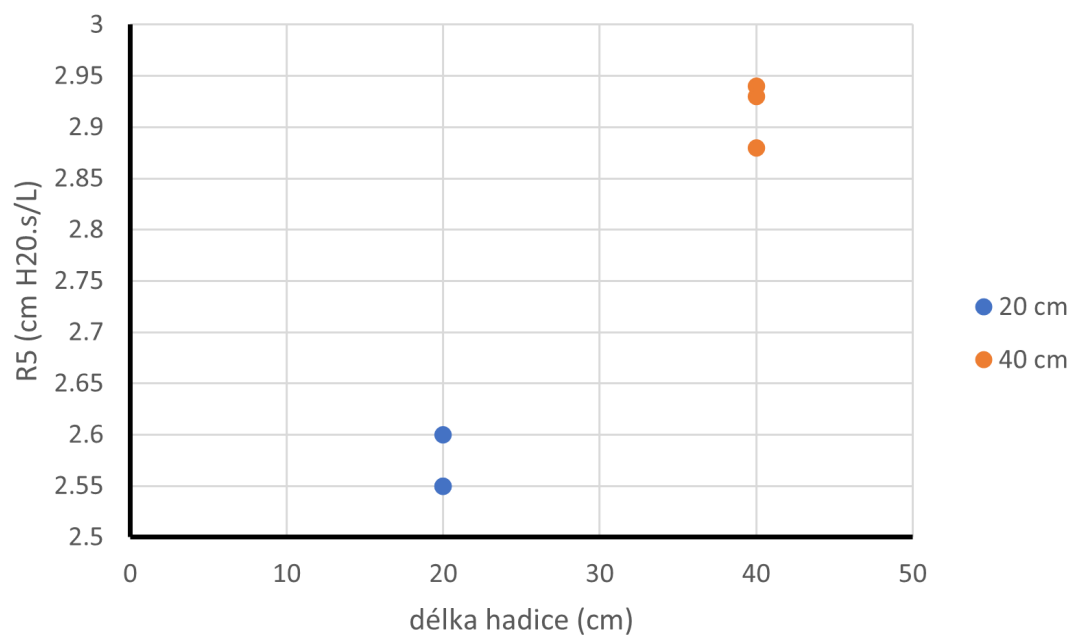
Obrázek 5.16: Nádoba 54 L, odpor 5



Obrázek 5.17: Nádoba 35 L, odpor 20

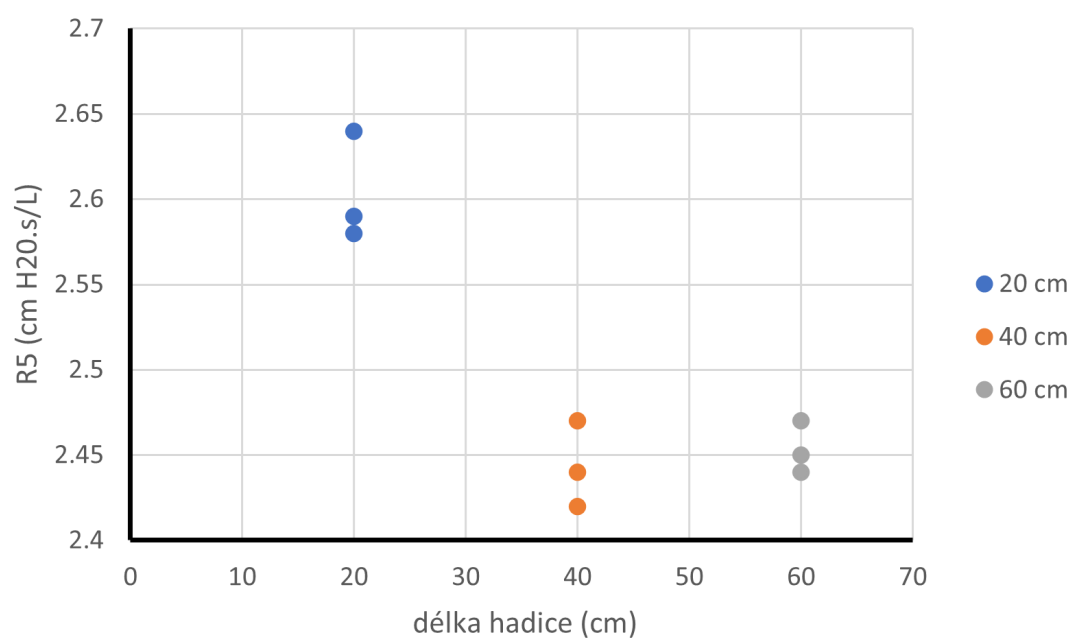


Obrázek 5.18: Nádoba 54 L, odpor 20



Obrázek 5.19: Nádoba 35 L, odpor 50





Obrázek 5.20: Nádoba 54 L, odpor 50

## 6 Diskuse

Hlavním cílem práce bylo zjistit závislost zvolných komponent v modelu respiračního systému na výsledných naměřených parametrech. Celkem bylo provedeno 20 různých kombinací 3 velikostí parabolických rezistorů, 3 délek plastových trubic a 2 velikosti skleněných nádob. Měření jsem realizovala pomocí přístroje tremoflo C-100 (Thorasys Thoracic Medical Systems Inc., Kanada) v laboratoři FBMI ČVUT v Praze.

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. Do systému byl konstantně posílán objem 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 zmíněné v kapitole 4. Následně všechny výsledky uloží do tabulky. Bohužel se nám celá tabulka všech frekvencí nepodařila vyexportovat, tudíž jsem pracovala pouze s výchozí frekvencí 5 Hz.

## 7 Závěr

Semestrální projekt zkoumá vztah mezi jednotlivými kombinacemi modelu a naměřených parametrů rezistance a reaktance.

## Seznam použité literatury

1. VLČEK, Tomáš. *Akustická oscilometrie*. Kladno, 2018. Bakalářská práce. České vysoké učení technické.
2. *Funkce respiračního systému*. Masarykova univerzita, [b.r.]. Dostupné také z: <https://www.med.muni.cz/patfyz/pdf/new/Dychaci.systemPP2005.pdf>.
3. *MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR: Spirometrie*. [B.r.]. Dostupné také z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie>.
4. *Spirometrie: Polikliniky Medicon: Spirometrie — Polikliniky MEDICON*. [B.r.]. Dostupné také z: <https://www.mediconas.cz/cs/spirometrie>.
5. *Síť lékařských fakult ČR a SR. Spirometrie, Plicní Objemy*. [B.r.]. Dostupné také z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie, \\_plicn%C3%5C%AD\\_objemy](https://www.wikiskripta.eu/w/Spirometrie,_plicn%C3%5C%AD_objemy).
6. 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/>.
7. 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>.

## 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]	$COH_5$
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: Měření díly: 3, odpor: 20, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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: Měření díly: 3, odpor: 50, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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: Měření díly: 2, odpor: 50, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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: Měření díly: 1, odpor: 20, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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: Měření díly: 1, odpor: 5, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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: Měření díly: 2, odpor: 20, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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: Měření díly:2, odpor: 20, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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: Měření díly:2, odpor: 50, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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: Měření díly:2, odpor: 5, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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: Měření díly:2, odpor: 20, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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: Měření díly:3, odpor: 20, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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: Měření díly:3, odpor: 5, nádoba: 35

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]	$COH_5$
1	2,24	0,06	n/a	18,69	0,74	0,97
2	2,61	0,01	n/a	18,69	0,74	0,97
3	2,45	0,04	n/a	18,69	0,75	0,95

Tabulka A.13: Měření díly:2, odpor: 5, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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.14: Měření díly:1, odpor: 5, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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.15: Měření díly:1, odpor: 20, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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.16: Měření díly:1, odpor: 50, nádoba: 35

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]	$COH_5$
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.17: Měření díly:1, odpor: 50, nádoba: 54

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]	$COH_5$
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.18: Měření díly:2, odpor: 5, nádoba: 54