



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Hodnocení průběhu vysokofrekvenční
oscilační ventilace elektrickou impedanční
tomografií**

**Assessment of the course of high-frequency
oscillatory ventilation by electric impedance
tomography**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Kordík Marek

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Kladno 2019



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kordík** Jméno: **Marek** Osobní číslo: **434164**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Hodnocení průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace elektrickou impedanční tomografií

Název diplomové práce anglicky:

Assessment of the course of high-frequency oscillatory ventilation by electric impedance tomography

Pokyny pro vypracování:

Zjistěte možnosti monitoringu průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace pomocí impedanční tomografie. Analyzujte data z impedanční tomografie zaznamenaná během animálního experimentu a ověřte ventilační parametry vysokofrekvenčního ventilátoru laboratorním experimentem. Zjistěte, zda je možné určit relativní hodnotu dechového objemu, relativní poddajnost respiračního systému, a zda je možné odhadnout nastavení středního tlaku pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci.

Seznam doporučené literatury:

- [1] J. JANE PILLOW, MALCOLM H. WILKINSON, HEATHER L. NEIL and C. ANDREW RAMSDEN, In Vitro Performance Characteristics of High-Frequency Oscillatory Ventilators, Am. J. Respir. Crit. Care Med., ročník 164, číslo 6, 2001, Září, 1019-1024 s.
[2] B. Grychtol, G.K. Wolf, A. Adler and J.H. Arnold, Towards lung EIT image segmentation: automatic classification of lung tissue state from analysis of EIT monitored recruitment manoeuvres, Physiol. Meas., ročník 31, číslo 1, 2010, S31-S43 s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:


doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **18.02.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2020**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Hodnocení průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace elektrickou impedanční tomografií“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové 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 16.5.2019

.....

Bc. Kordík Marek

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu diplomové práce, doc. Ing. Martinu Rožánkovi, Ph.D., za jeho obětavou pomoc, čas a cenné rady, které mi poskytoval po celou dobu řešení mé diplomové práce. Dále bych rád poděkoval i členům Týmu nekonvenční umělé plicní ventilace na KBT FBMI, kteří mi poskytli data a zpřístupnili metodiky, se kterými byly realizovány animální experimenty.

Práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT v Praze, číslo SGS19/202/OHK4/3T/17 - Zpracování a interpretace biomedicínských dat pro potřeby neonatologie.

ABSTRAKT

Hodnocení průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace elektrickou impedanční tomografií:

Tato diplomová práce se zabývá možností monitorování relativního dechového objemu při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV). Malý dechový objem a vysoká ventilační frekvence charakterizují HFOV. Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní zobrazovací metoda, která může být použita pro monitorování distribuce ventilace v plicích v reálném čase. HFOV má minimum možností monitoringu a informací o dechovém objemu, které obvykle poskytuje ventilátor. Pokus na zvířatech byl realizován s laboratorními prasaty ventilovaných pomocí HFOV pro různé úrovně kontinuálního distenzního tlaku s monitorovacím systémem EIT zobrazující impedanci plic. Impedance plic se mění během respiračního cyklu a odpovídá dechovému objemu. Data ze systému EIT byla analyzována za účelem vyhodnocení možnosti stanovení relativního dechového objemu při HFOV. Výsledky uvedené v této diplomové práci naznačují, že HFOV může být užitečný nástroj pro monitorování a řízení HFOV.

Klíčová slova

Vysokofrekvenční oscilační ventilace, Elektrická impedanční tomografie, Střední distenzní tlak v dýchacích cestách, Monitoring, Dechový objem, Ventilace, Impedance plic

ABSTRACT

Assessment of the course of high-frequency oscillatory ventilation by electric impedance tomography:

The master thesis deals with a possibility of monitoring of relative tidal volume in high-frequency oscillatory ventilation (HFOV). Small tidal volume and high ventilatory frequency characterize HFOV. Electric impedance tomography (EIT) is non-invasive imaging method that can be used for real-time monitoring of distribution of ventilation within the lungs. HFOV has a minimum monitoring and the information about tidal volume is not typically provided by the ventilator. The animal experiment was realized with laboratory pigs ventilated by HFOV for different levels of continuous distending pressure with EIT system monitoring lung impedance. The lung impedance changes within the respiratory cycle correspond to tidal volume. Data from EIT systems were analyzed in order to evaluate the possibility to assess relative tidal volume in HFOV. The results presented in the paper suggest that HFOV can be useful tool for monitoring and management of HFOV.

Keywords

High-frequency oscillatory ventilation, Electric impedance tomography, Continual distending pressure, Monitoring, Tidal volume, Ventilation, Lung impedance

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	1
1 Úvod	2
2 Teoretický základ.....	4
2.1 Umělá plicní ventilace.....	4
2.1.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilace.....	4
2.1.2 Střední distenzní tlak.....	6
2.2 Elektrická impedanční tomografie	7
3 Metody.....	10
3.1 Animální experiment.....	10
3.2 Přístroje využívané při animálních experimentech.....	13
3.2.1 Ventilátor SensorMedics 3100B (Vyair, USA).....	13
3.2.2 Hamilton G5 (Hamilton Medical, Švýcarsko)	14
3.2.3 PulmoVista 500 (Dräger, Německo).....	15
3.2.4 Systém iMon (FBMI, ČVUT)	16
3.2.5 PV katétr (Transonic Systems Inc., USA).....	17
3.2.6 LabChart (ADInstruments, Austrálie).....	17
3.3 Laboratorní experiment	17
3.3.1 Výpočet poddajnosti rigidních modelů plic	19
3.3.2 Florian (Acutronic Medical, Švýcarsko).....	20
3.4 Zpracování dat.....	20
3.4.1 Výběr dat z animálních experimentů.....	20
3.4.2 Odstranění výpadků v signálech.....	22
3.4.3 Určování rozkmitu jednotlivých schodů	23
3.4.4 Výpočet dechových objemů z naměřených průtoků	26
3.4.5 Normalizace dat a jejich rozptýlení v závislosti na CDP.....	27

4	Výsledky	28
4.1	Laboratorní experiment	28
4.2	Animální experiment.....	33
4.2.1	Normalizovaný rozkmit dat EIT a jejich rozptyl.....	36
4.2.2	Normalizované dechové objemy a jejich rozptyl	37
4.2.3	Normalizovaná tepová práce a její rozptyl.....	38
4.2.4	Srovnání normalizovaných parametrů.....	39
5	Diskuse	40
6	Závěr	43
	Seznam použité literatury	44
	Seznam obrázků	47
	Seznam tabulek	49
	Seznam příloh	50
	Příloha A: Vyjádření odborné komise pro práci s pokusnými zvířaty.	51
	Příloha B: Další výsledky animálních experimentů	52
	Příloha C: Obsah přiloženého CD	70

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
<i>CDP</i>	cm H ₂ O	Střední distenzní tlak po ustálení přechodového děje
<i>f</i>	Hz	Frekvence vysokofrekvenčních oscilací
<i>IV</i>	mg/kg	Intravenózní podání léčiva
<i>IM</i>	mg/kg	Intramuskulární podání léčiva
<i>I.D.</i>	mm	Vnitřní průměr (manžety)
<i>PaO₂</i>	kPa	Arteriální tlak kyslíku
<i>PaCO₂</i>	kPa	Arteriální tlak oxidu uhličitého
<i>FiO₂</i>	%	Frakce kyslíku
<i>SpO₂</i>	%	Saturace krve kyslíkem

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
UPV	Umělá plicní ventilace
HFOV	Vysokofrekvenční oscilační ventilace (<i>High-frequency oscillatory ventilation</i>)
HFO	Vysokofrekvenční oscilace (<i>High-frequency oscillation</i>)
CMV	Konvenční mechanická ventilace (<i>Conventional Mechanical Ventilation</i>)
I:E	Inspirační/Expirační poměr (<i>Inspiratory/expiratory ratio</i>)
EIT	Elektrická impedanční tomografie (<i>Electric impedance tomography</i>)
CDP	Střední distenzní tlak v dýchacích cestách (<i>Continuous distending pressure</i>)
JIP	Jednotka intenzivní péče
VILI	Poškození plic způsobené UPV (<i>Ventilator-induced lung injury</i>)
ARDS	Syndrom akutní dechové tísně (<i>Acute respiratory distress syndrome</i>)
BPM	Tepů za minutu (<i>Beats per minute</i>)
ΔP	Amplituda oscilací
P _{AW}	Průměrný tlak v dýchacích cestách
P _{OPT}	Optimální tlak v dýchacích cestách
P _{MAX}	Maximální tlak v dýchacích cestách

1 Úvod

Živý organismus je velice složitý a komplexní systém, který zahrnuje i řadu metabolických dějů. Aby tyto děje mohly probíhat, je potřeba jeden z nejdůležitějších fyziologických procesů a to je dýchání. Mezi funkce dýchání patří také udržování homeostázy organismu, oxygenace (přijímání kyslíku z okolního prostředí) a ventilace (uvolňování oxidu uhličitého z organismu ven).

Orgán, který jako hlavní zajišťuje dýchání, jsou plíce. Avšak ani plicím se nevyhýbají onemocnění. Existuje mnoho onemocnění spojených s dýchací soustavou a některé z nich mohou zapříčinit dýchací obtíže, které mohou vygradovat až ke znemožnění dýchání. Při těchto onemocněních se využívají plicní ventilátory, které mají za úkol dostat do plic kyslík a oxid uhličitý z plic ven. Konvenční plicní ventilace a plicní ventilátory obecně zachraňují životy, ale stále není v dnešní době dořešena otázka, jak nejlépe plicní ventilátor nastavit a používat, aby jeho negativní dopady na plicní tkáň byly co nejmenší [1, 2].

Abychom maximalizovali snížení negativního vlivu na plicní tkáň, můžeme využít protektivní ventilace, při které se dodávají malé dechové objemy do pacienta s omezenou hodnotou špičkových (vrcholových) tlaků. Pravidla protektivní ventilace velice dobře splňuje vysokofrekvenční oscilační ventilace, která se označuje zkratkou HFOV (z anglického High-Frequency Oscillatory Ventilation) [3].

Parametry, které se u vysokofrekvenční oscilační ventilace nastavují, jsou: amplituda oscilace, střední distenzní tlak v dýchacích cestách (známý pod zkratkou CDP, neboli Continuous Distending Pressure), dechová frekvence a FiO_2 (frakce kyslíku) [4].

Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV) se používá při péči o pacienty s těžkým plicním onemocněním a jejím potenciálem je snížení poškození plic vyvolané ventilátorem, při optimálně zvoleném nastavení. Správné použití HFOV má za cíl rozepnout plíce a poté snížit průměrný tlak dýchacích cest (P_{AW}) na optimální tlak (P_{opt}), který dosahuje optimálního rozepnutí plic při co nejnižším tlaku dýchacích cest. Bohužel nastavení P_{opt} v klinické praxi je, zvláště u novorozenců, velmi složité. Zatím neexistuje jednotný přesně definovaný postup, jak správně nastavit parametry ventilace [4].

Pro experimentální účely se používá metoda, při které se postupně zvyšuje P_{AW} až do maximálního tlaku (P_{max}) a následně se postupně snižuje na nejnižší tlak, kdy jsou ještě plíce dostatečně otevřené (recruitment manévr) [4, 5].

V současnosti existuje řada zobrazovacích metod, které využívají různé principy a fyzikální podstaty. Elektrická impedanční tomografie (EIT) patří mezi neinvazivní diagnostickou techniku, která se v současné době používá hlavně pro funkční zobrazování tkání, ale zvládne i zobrazení vnitřních struktur a to díky tomu, že existují výrazné rozdíly v elektrických vlastnostech jednotlivých typů biologických tkání. Široké uplatnění má právě při vyšetření a monitorování funkce plic [6, 7].

V praxi je snaha tuto zobrazovací metodu stále více prosazovat a to proto, že má poměrně mnoho výhod oproti ostatním zobrazovacím metodám. Zásadní rozdíl je absence vlivu ionizujícího záření působící na pacienta, které je problémem například při zobrazování pomocí výpočetní tomografie. EIT má samozřejmě i své nevýhody, kam patří velmi malá rozlišovací schopnost a velká citlivost na řadu faktorů. [7, 8]. S malou rozlišovací schopností souvisí i poměrně malá vzorkovací frekvence EIT, která dosahuje maximálně hodnoty 50 Hz. Tato hodnota je i při použití HFOV hraniční, jelikož frekvence oscilací vysokofrekvenčního ventilátoru mohou dosahovat až 15 Hz. Aby byl splněn Nyquist-Shanonův teorém, tak hodnota vzorkovací frekvence musí být minimálně dvakrát vyšší. Dalším problémem EIT pro výzkumné práce je zaznamenávání dat v tzv. arbitrary units, které jsou jen těžce přepočítatelné na absolutní hodnoty, proto získáme jen relativní hodnoty namísto absolutních. Naopak pro klinickou praxi to problémem není, protože zde jde právě o trendová data a hlavně o to vědět, zda se veličina zvyšuje či snižuje.

Propojení příznivých vlastností vysokofrekvenční oscilační ventilace a elektrické impedanční tomografie by mohlo pomoci rozvinout péči o pacienta. Ventilace pomocí HFOV, která má malý dopad na plicní tkáň a monitorování ventilace prostřednictvím EIT, která je neinvazivní metodou, zatím není v klinické praxi využívána. Limitací tohoto propojení je hlavně špatná vzorkovací frekvence EIT systémů, která je pro detailní zobrazení důležitá. Zjištění závislosti mezi těmito systémy by mohlo posunout HFOV na jinou úroveň a zároveň EIT systémy by získaly širší uplatnění.

Cílem této diplomové práce je zjištění možností monitoringu průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace pomocí elektrické impedanční tomografie. Analyzování dat z elektrické impedanční tomografie zaznamenaná během animálního experimentu a ověření ventilačních parametrů vysokofrekvenčního ventilátoru laboratorním experimentem. Dalším cílem je zjištění, zda je možné určit relativní hodnotu dechového objemu, relativní poddajnost respiračního systému, a zda je možné odhadnout nastavení středního tlaku pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci.

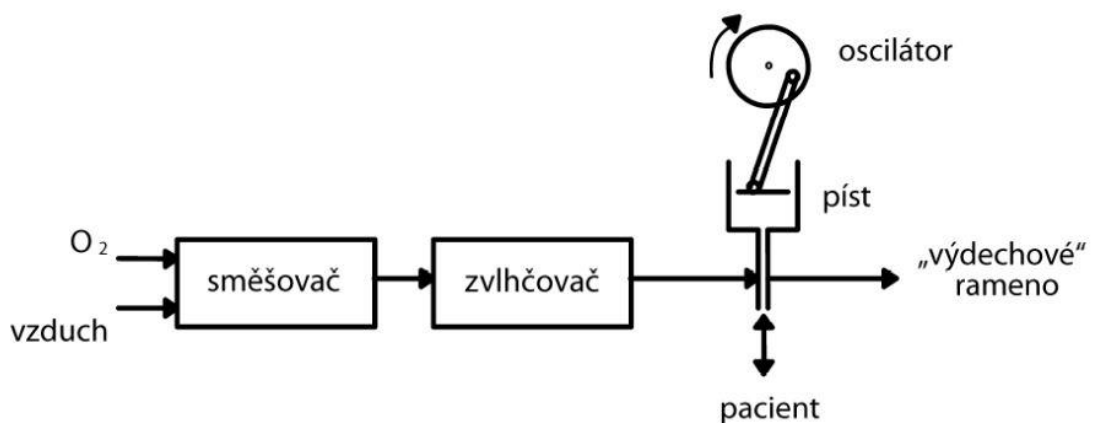
2 Teoretický základ

2.1 Umělá plicní ventilace

Umělá plicní ventilace (UPV) slouží k zajištění výměny plynů a udržení acidobazické homeostázy v organismu. Při umělé plicní ventilaci dýchání pacienta plně nebo částečně zajišťuje mechanický nebo pneumatický přístroj. Umělá plicní ventilace je používána ke krátkodobé nebo dlouhodobé podpoře dýchání, která má své potencionální rizika a komplikace, jejichž znalost je nutná k dosažení dobrých klinických výsledků. Umělá plicní ventilace není terapeutickou metodou, která by vyřešila základní problém, ale dává čas k překlenutí kritického stavu a zvládnutí příčiny problému. Nejčastější způsoby použití jsou mechanická podpora nebo náhrada spontánního plicního dýchání pacientů. Používá se u pacientů s chronickým onemocněním respirační soustavy, které může způsobovat selhání dýchání. Dále na JIP odděleních a během operačních zákroků u akutních pacientů. UPV můžeme rozlišit na konvenční a nekonvenční druh. Tyto druhy se liší svým principem a to například ve velikosti dodávaných dechových objemů nebo použití dechových frekvencí [9].

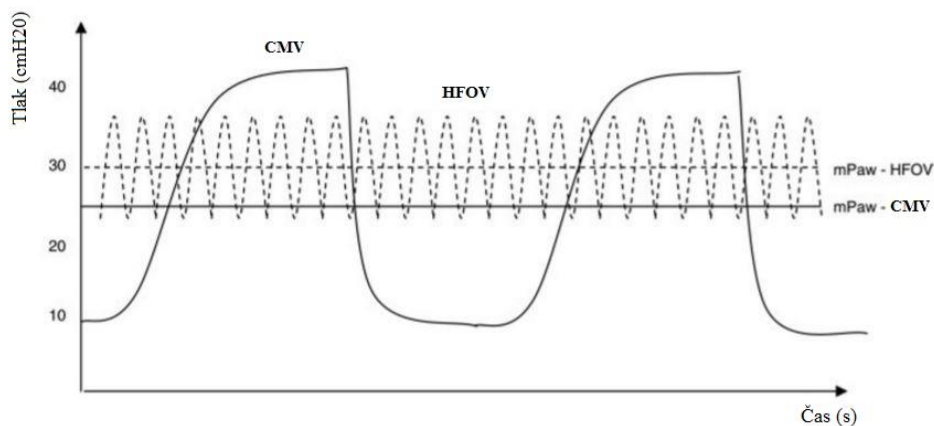
2.1.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilace

Vysokofrekvenční oscilační ventilace je druhem nekonvenční mechanické ventilace. Tento druh ventilace byl vyvinut v roce 1972 a začal se používat u neonatologických pacientů za účelem redukce plicního poškození způsobeného umělou plicní ventilací, které se také označuje anglickou zkratkou VILI (ventilator-induced lung injury). O HFOV se dá říci, že téměř splňuje všechny zásady protektivní plicní ventilace.



Obrázek 2.1: Principiální schéma vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru, převzato z [10].

Při HFOV se do plic pacienta dodávají pomocí ventilátoru při vysoké frekvenci (3–15 Hz) relativně malé dechové objemy (1–4 mL/kg) a snaží se udržet relativně vysoký střední tlak v dýchacích cestách [11]. Na základě těchto nastavovaných parametrů se HFOV využívá i u pacientů s ARDS a akutním plicním selháním. Využívá se toho, že dojde k omezení nadměrné distenze plic a zároveň se dosáhne maximální úrovně recruitmentu nebo-li provzdušnění jednotlivých alveolů [12].



Obrázek 2.2: Poměr tlaků v dýchacích cestách při CMV a HFOV, převzato a upraveno z [13].

Sestava pro HFOV se skládá z vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru, zdroje medicijních plynů pomocí kterého se vytváří ventilační směs a samotného patientského okruhu. Samotný patientský okruh tvoří inspirační a expirační větev. Samozřejmě je potřeba i dalších komponentů, bez kterých by ventilace a její monitorování nebylo možné. Právě monitoring vysokofrekvenční oscilační ventilace u dospělých je problém, jelikož žádný z používaných HFOV ventilátorů nemá možnost sledovat dodávané dechové objemy ani jiné parametry. Výjimkou jsou vysokofrekvenční oscilační ventilátory pro neonatologii, kde například ventilátor BabyLog VN500 (Dräger, Německo) a Fabian HFOi (Acutronic Medical, USA) možnosti monitoringu mají. Jedním z nejpoužívanějších HFOV ventilátorů je SensorMedics 3100B od firmy Vyaire, který monitoring vůbec nepodporuje a pro sledování parametrů musí být připojen patientský monitor umožňující monitoring požadovaných parametrů. Existují však i nejnovější ventilátory, a ty některé parametry dokáží sledovat. Mezi ně se řadí například HFO ventilátor Fabian od firmy Acutronic. Patientský okruh a ventilátor je oddělen přes oscilační membránu, která vytváří tlakové oscilace, pomocí kterých proudí okysličená zvlhčená ventilační směs skrz inspirační větev do pacienta [11, 14].

Neméně důležitým parametrem HFOV je zajištění konstantního průtoku (bias flow), který lze na ventilátoru nastavovat v rozmezí 0–60 l/min. Běžně se však u dospělých pacientů používá hodnota v rozmezí 25–40 l/min. Velikost dechových objemů je velmi často menší, než je velikost anatomicky mrtvého dýchacího prostoru. Samotné dechové objemy vznikají oscilací membrány [11].

Regulovat při HFOV je možné oba hlavní mechanismy. Jedná se o oxygenaci (PaO_2) a ventilaci (PaCO_2). Oxygenaci můžeme regulovat změnou CDP nebo změnou frakce kyslíku ve vdechované směsi (FiO_2). Ventilaci a tedy eliminaci oxidu uhličitého regulujeme změnou frekvence oscilací, amplitudou oscilací (ΔP) a velikostí poměru inspiračního a expiračního času (I:E) tzn. pomocí dechových objemů [11].

V průběhu HFOV je inspirium a expirium aktivní. Při výdechu proudí vzduch expirační větví patientského okruhu, která je ukončena expiračním balonkovým ventilem. Velikost CDP je určena odporem expiračního ventilu a nastaveným průtokem [15].

2.1.2 Střední distenzní tlak

Správné nastavení parametrů HFOV je v klinické praxi jeden z hlavních problémů. Střední distenzní tlak v dýchacích cestách (CDP) patří mezi základní parametry UPV, pomocí kterého můžeme řídit oxygenaci pacienta. Hodnota tlaku CDP je během respiračního cyklu v dýchacích cestách trvale udržována za pomoci ventilátoru. Ventilátor superponuje vysokofrekvenční oscilace na danou hodnotu středního distenzního tlaku. Udržování konstantního roztažení plic bez nízkých hodnot end-expiračního tlaku a vysokých špičkových tlaků je umožněno, pokud je zajištěn konstantní střední tlak.

V současnosti existuje řada doporučení jak správně nastavovat optimální hodnotu CDP, ale panují v nich různé přístupy, a z toho vyplývá i řada odlišností. Velmi často je hodnota CDP nastavována empiricky a to tak, že se postupně zvyšuje hodnota středního tlaku v dýchacích cestách až do doby, kdy už u pacienta není pozorovatelné zlepšení oxygenace [16].

Oxygenace je u pacienta většinou sledována na základě parametru SpO_2 . Takový přístup je poněkud rozporuplný, protože hodnota parametru SpO_2 může být stejná pro celou škálu tlaků v dýchacích cestách a pro velký rozsah hodnot PaO_2 . Mnohem přesnějším sledováním oxygenace je odebrání vzorku krve a stanovení oxygenace krve dle metody Astrupa.

Dalším problémem, který může nastat, je že se oxygenace zlepšuje postupným zvyšováním tlaku, ale zároveň dochází ke vzniku nepříznivých účinků na kardiovaskulární systém.

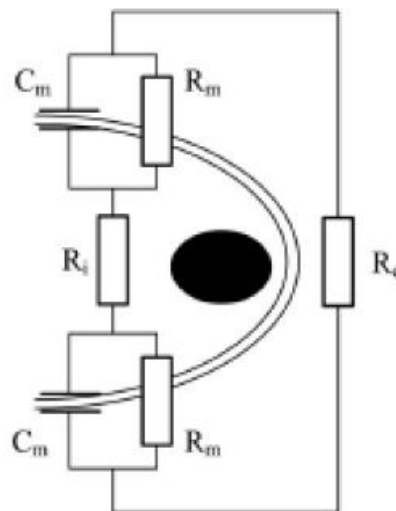
Nyní jsou stále prováděny studie, které se snaží nalézt správný přístup pro nastavování hodnot středních tlaků při HFOV.

Dobrym nástrojem pro optimální nastavení hodnoty CDP by mohlo být měření reaktance respiračního systému v závislosti na změně středního tlaku v dýchacích cestách v reálném čase pomocí elektrické impedanční tomografie [4].

2.2 Elektrická impedanční tomografie

Elektrická impedanční tomografie funguje na principu zobrazování konduktivity jednotlivých tkáňových struktur ve vybraných tomografických rovinách. Převrácená hodnota rezistivity prostředí se nazývá konduktivita. Jedná se o schopnost prostředí vést elektrický proud. Při elektrické impedanční tomografii se využívá velmi malých střídavých proudů, jejichž amplituda nepřesahuje 5 mA a harmonická frekvence se pohybuje v řádech kHz [7].

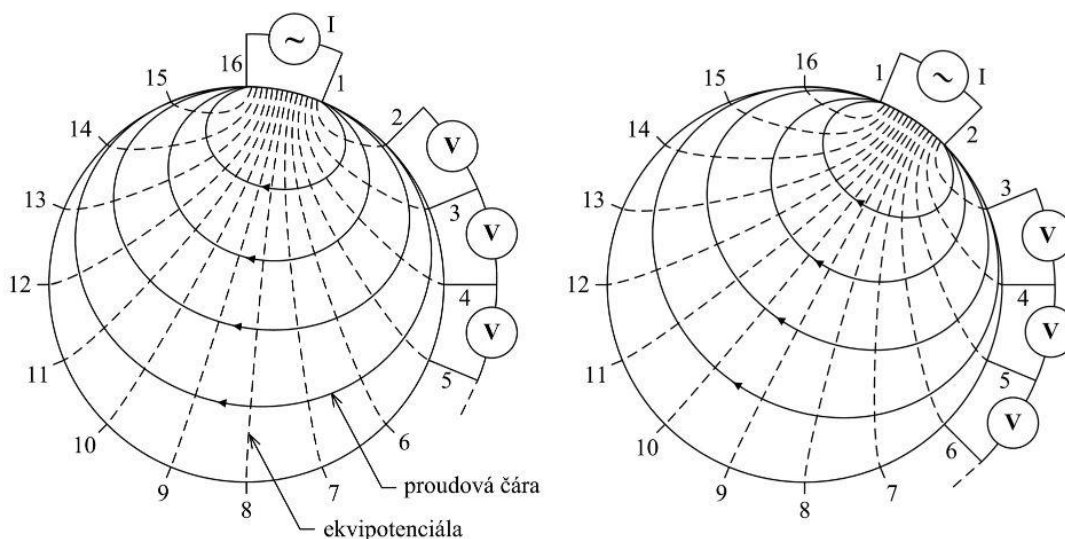
Model elektrické analogie, který je na Obrázku 2.3 viz níže, si můžeme představit jako zjednodušenou buněčnou stěnu, která je v reálu tvořena fosfolipidovou dvojitou vrstvou a je o poznání složitější. Obecně je elektrická impedance tkání dána elektrickými vlastnostmi tkání a organismu celkově. Dle modelu je buněčná stěna tvořena kombinací kondenzátorů C_m , rezistorů R_m a také intra/extracelulárními prostory, které jsou nahrazeny rezistory R_i a R_e [7].



Obrázek 2.3: Model elektrické analogie buněčné stěny, převzato z [7].

Při měření pomocí EIT je využíváno povrchových nejčastěji argentchloridových elektrod (Ag-Cl), které jsou rozmístěné ve tvaru prstence po obvodu monitorované tkáně. Počet elektrod udává rozlišovací schopnost systému. V klinické praxi se nejčastěji využívá systémů s 16 nebo 32 elektrodami. Právě tyto dvě varianty jsou zlatou střední cestou mezi rozlišovací schopností EIT a snadnou manipulací s elektrodovým pásem. Každá samotná elektroda má dvě funkce. Buď slouží jako zdrojová elektroda proudového impulsu nebo jako měřící elektroda rozdílu potenciálů. Na základě toho, jak se dané elektrody mezi zdrojovou nebo měřící funkcí přepínají, rozlišujeme různé metody měření.

Mezi nejznámější metody patří metoda Neighbouring, která se česky označuje jako metoda sousedních elektrod (Obrázek 2.4). Tato metoda je založena na principu, že nejprve jsou zdrojem proudového impulsu první dvě elektrody a šířící se impuls tkáni je měřen jako elektrické napětí mezi ostatními třinácti elektrodovými páry. Poté se zdroj proudu přesune na další dvě sousední elektrody a celý proces se opakuje. Pokud využíváme 16 elektrodový systém, tak získáváme 13 x 16 hodnot napětí. Výsledný obraz je za pomoci výpočetních algoritmů rekonstruován zpětnou projekcí do matice 32 x 32 pixelů [7, 8, 17].



Obrázek 2.4: Metoda Neighboring předvedena na kruhovém objemovém vodiči pro šestnáctisvodový systém, převzato z [7].

EIT se stává stále více používaná, protože EIT systémy jsou v dnešní době snadno dostupné pro klinické použití. Je jasné, že klasický CT snímek má mnohem vyšší diagnostickou hodnotu než snímek získaný z EIT systému, ale na rozdíl od CT může mít

EIT použito k dlouhodobému monitorování plic, které je navíc neinvazivní a může být prováděno přímo u lůžka pacienta a není potřeba pacienta nikam převážet. Vyšetření pomocí EIT je výrazně levnější než vyšetření pomocí CT [7].

EIT nachází své uplatnění v respirační péči jako monitorovací metoda, která umožňuje sledovat regionální i celkovou distribuci plynu v plicích, umí zobrazit plicní atelektázy, oblasti postižené hyperinflací a umožňuje posoudit celkovou i regionální nehomogenitu distribuce ventilace při konvenční ventilaci [7].

EIT je však navrhována spíše jako screeningová metoda než metoda diagnostická, a to díky malému prostorovému rozlišení EIT obrazu. Metoda monitorování ventilace založená na EIT bohužel doposud nemůže být použita při vysokofrekvenční ventilaci stejně, jako ji lze použít při ventilaci konvenční. Je to dáno zejména malou snímkovou frekvencí existujících komerčních EIT systémů, která je maximálně 50 Hz [7].

Dechový objem je při vysokofrekvenční ventilaci skutečně malý. Rozhodující pro klinickou aplikaci je posouzení homogenity plicního recruitmentu v závislosti na používaném relativně vysokém středním tlaku v dýchacích cestách. EIT systém při HFOV ale umí určovat regionální změny ventilace [7].

Při použití EIT systému je možné využít dva typy snímání dat. Jedním z nich, který se v klinické praxi nevyužívá, je snímání absolutního EIT. Zde se využívá přesného rozmístění elektrod a přesně změřeného obvodu hrudníku. Při tomto typu snímání pak dostáváme reálnou impedanci tomografické roviny v jednotkách Ω (ohm). Druhým typem snímání je funkční EIT, které se využívá v běžné klinické praxi. Zde jsou surová data naměřená v jednotkách arbitrary units (arb.u.) porovnávána vůči referenčnímu snímku a výsledkem jsou funkční snímky zobrazující změny impedance v jednotlivých pixelech. Změny impedance nejsou však jen výsledkem ventilace, dějích v plicích, ale sumou všech vlivů, které ovlivňují rezistivitu materiálů v konkrétním prostředí [18].

3 Metody

Tato práce je založena na využití dat, které byly pořízeny při animálních experimentech na Fyziologickém ústavu 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze. Animální experiment probíhal v rámci studie „Vliv vysokofrekvenční oscilační ventilace na hemodynamické a metabolické parametry v podmínkách experimentálního modelu ARDS“ kterou vedl MUDr. Mikuláš MLček, Ph.D. Tato studie se snažila zjistit vzájemný vliv respiračního a kardiovaskulárního systému při ARDS a dále zda má vysokofrekvenční oscilační ventilace vliv na hemodynamické parametry organismu.

Animální experimenty byly prováděny na dospělých jedincích prasete domácího (*Sus scrofa f. domestica*). Průměrná váha jednotlivých prasat se pohybovala v rozmezí $46,5 \pm 8,4$ kg. Celá studie a tedy i animální experimenty byly schváleny Odbornou komisí pro práci s pokusnými zvířaty Univerzity Karlovy v Praze, která patří pod 1. lékařskou fakultu. Samotný souhlas je uveden v příloze A. Studie byla provedena rovněž v akreditované zvířecí laboratoři v souladu se zákonem č. 246/1992 Sb., O ochraně zvířat proti týrání.

Experiment byl doposud proveden na 25 animálních subjektech. Jednotlivé subjekty byly značeny dvoucifernými čísly, která se dále používala i při zpracování a vyhodnocování dat. V rámci této diplomové práce bylo využito dat z 16 prasat. U zbylých prasat potřebná data chyběla nebo nebyla vhodná pro tuto práci. Data byla měřena před i po plicní laváži fyziologickým roztokem s detergentem. Stav po plicní laváži navodil stav syndromu akutní dechové tísně (ARDS).

3.1 Animální experiment

Celé animální experimenty měly na starost dva pracovní týmy. První tým lékařů, měl na starost přípravu prasete před experimentem, tzn. zavedení katétrů, premedikaci a nadávkování anestezie. Druhý tým byl vědecko-výzkumný ventilační tým z Fakulty biomedicínského inženýrství, Českého vysokého učení technického v Praze, který vedl prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D..

V průběhu experimentů byla monitorována a zaznamenávána řada parametrů, díky kterým jsme schopni provádět rozšířené analýzy závislostí jednotlivých parametrů na středním tlaku v dýchacích cestách.



Obrázek 3.1: Animální subjekt během experimentu, převzato z [19].

Zvíře bylo předem ošetřeno azaperonem (2 mg/kg IM), který se používá ke zklidnění prasat. Anestézie byla provedena použitím hydrochloridu ketaminu (20 mg/kg IM) a sulfátu atropinu (0,02 mg/kg IM). Následovaly iniciační bolusy propofolu (2 mg/kg IV) a morfinu (0,1 mg/kg IV). Zvíře bylo umístěno v poloze vleže na vyhřívané podložce. Jeho tělesná teplota byla udržována v normálním rozmezí (38 – 39 °C). Po navození anestézie bylo prase zaintubováno endotracheální trubicí s manžetou (I.D. 7,5 mm) a připojeno k běžnému konvenčnímu plicnímu ventilátoru (Hamilton G5, Hamilton Medical, Bonaduz, Švýcarsko). Anestézie byla udržována kontinuální infuzí propofolu (8 až 10 mg/kg/h IV) v kombinaci s morfinem (0,1 mg/kg/h IV) a heparinem (40 U/kg/h IV). V průběhu HFOV byl podáván svalový relaxant pipecuronium bromid (4 mg bolusy každých 45 minut) k potlačení spontánního dýchání. Počáteční infuze 1000 mL fyziologického roztoku byla podána intravenózně, následovala kontinuální IV kapání 250 mL/h pro dosažení a udržení centrálního venózního tlaku 6 až 7 mmHg.

Po uvedení intubovaného prasete do stabilního stavu bylo zvíře v rámci experimentu převedeno na vysokofrekvenční oscilační ventilaci (3100B, Vyaire, USA). Nastavení ventilátoru HFO bylo následující: oscilační frekvence 5 Hz, inspirace: poměr expirace I:E = 1:1, konstantní průtok $x = 40$ l/min, nastavení FIO₂ pokračovalo z konvenční ventilace (CMV) a amplitudy proximálního tlaku ΔP byl nastaven tak, aby udržoval hodnotu PaCO₂ z CMV.

Nastavení ventilátoru bylo během experimentu udržováno konstantní. Zpočátku byl CDP nastaven na 8 cmH₂O na ventilátoru HFO. Každých 10 minut se CDP zvyšoval postupně o 2 cmH₂O, dokud nebyly pozorovány závažné známky zhoršení hemodynamiky. Zvýšení CDP bylo zejména zastaveno, když srdeční frekvence dosáhla 160 bpm, průměrný arteriální krevní tlak byl roven nebo menší než 50 mmHg, nebo střední tlak v plicní tepně byl roven nebo vyšší než 35 mmHg. Poté byl CDP postupně snížen na počáteční hodnotu a zvíře bylo přepnuto zpět na CMV. V průběhu celého experimentu bylo zvíře připojeno k elektrické impedanční tomografii (Pulmovista, Draeger, Německo). Amplituda dynamické impedance zaznamenaná systémem EIT byla analyzována v každém 10 minutovém kroku experimentu, kde byla změněna CDP. Amplitudy byly vypočteny jako průměrná hodnota amplitud v každém kroku.

Stejný postup byl dodržován i při umělém vyvolání stavu akutního plicního poškození (ARDS). Tento stav byl navozen prostřednictvím laváže plic fyziologickým roztokem s detergentem. Při lávaži bylo použito cca 1,5 l roztoku. Při laváži plic bylo prase přepojeno na konvenční plicní ventilátor, aby se prase opět stabilizovalo. Po dosažení stabilního stavu, se subjekt opět přepojil na vysokofrekvenční ventilátor a probíhal experiment s navozeným stavem ARDS. Parametry byly nastaveny stejně až na CDP, který se zvýšil na 18 cmH₂O. Poté se opět hodnota CDP zvyšovala o 2 cmH₂O po desetiminutových intervalech až do maximální hodnoty. Po dosažení maxima se CDP opět snižovalo.

Když byl pokus ukončen, bylo prase z etických důvodů usmrceno.

3.2 Přístroje využité při animálních experimentech

V této části jsou blíže popsány přístroje, které byly použity při animálních experimentech a souvisí s touto diplomovou prací.

3.2.1 Ventilátor SensorMedics 3100B (Vyaire, USA)

Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics model 3100B HFOV od společnosti Vyaire (Obrázek 3.2) umožňuje vysoce výkonné a vysokofrekvenční oscilační ventilace pro dospělé a děti s hmotností nad 35 kg. Přístroj pomáhá chránit plíce před poškozením, rekrutovat a normalizovat plicní strukturu při ventilaci dechovými objemy blízkými se velikosti mrtvého prostoru plic [20].



Obrázek 3.2: HFOV SensorMedics 3100B, převzato z [20].

Na ventilátoru SensorMedics 3100B lze nastavovat následující parametry: průtok (0- 60 l/min), CDP (5-55 cmH₂O), amplitudu oscilací (≥ 90 cmH₂O), frekvenci oscilací f (3-15 Hz) a poměr doby inspiria a expiria (30-50 %) [20].

Ventilátor SensorMedics 3100B je v dnešní době asi stále nejpoužívanějším vysokofrekvenčním ventilátorem, ale jeho velkou slabinou je, že nemá monitor, který by udával informaci o dodávaném dechovém objemu ani možnost záznamu průběhu ventilace, a proto musely být tyto hodnoty zaznamenávány dalšími přístroji, jako například patientskými monitory, které umožňují monitoring a záznam požadovaných parametrů. Obecně monitoring je slabá stránka vysokofrekvenční oscilační ventilace.

3.2.2 Hamilton G5 (Hamilton Medical, Švýcarsko)

Konvenční plicní ventilátor Hamilton G5 od společnosti Hamilton Medical (Obrázek 3.3) je určen pro ventilaci dospělých i dětí. Poskytuje množství různých monitorovacích funkcí, které zobrazuje v číselných hodnotách i grafických podobách.

Při experimentu byl tento ventilátor používán pro uvedení animálního subjektu do stabilizovaného stavu před experimentem zdravých plic i po provedení laváže plic prasete.



Obrázek 3.3: Konvenční ventilátor Hamilton G5, převzato z [21].

3.2.3 PulmoVista 500 (Dräger, Německo)

Elektrický impedanční tomograf PulmoVista 500 od společnosti Dräger (Obrázek 3.4) je v klinické praxi jeden z nejpoužívanějších EIT systémů vůbec. PulmoVista 500 se nejčastěji používá pro kontinuální monitoring distribuce plicní ventilace. Systém využívá pro měření gumový elektroodvodný pás, který je tvořen 16 elektrodami a využívá metodu Neighboring. Nevýhodou tohoto zařízení je, že je potřeba najít správnou pozici pro umístění elektroodvodného pásu, což pro monitorování plic je u člověka ve 4.- 6. mezižebří na úrovni medioklavikulární čáry [17].

Pro animální subjekt se toto umístění muselo upravit v závislosti na anatomii zvířete.

Toto zařízení během měření zobrazuje pouze trendy změn impedance v tomografické rovině. Hodnoty měření přístroj ukládá v jednotkách arbitrary units do paměti po desetiminutových blocích.



Obrázek 3.4: EIT Dräger PulmoVista 500, převzato z [22].

Vzorkovací frekvence, se kterou se u přístroje PulmoVista 500 generují dynamické snímky, je nastavitelná na hodnoty 10, 15, 20, 30, 40 a maximálně 50 Hz. Zvýšení obnovovací frekvence zvýší časové rozlišení, ale může také způsobit zhoršení kvality signálu [17].

Změřená napětí závisejí na bioimpedanci tělesné tkáně mezi elektrodovými páry přivádějícími proud a měřícími elektrodovými páry (Tabulka 3.1). Impedance plicní tkáně se mění s obsahem vzduchu. Ventilace a změny objemu plic na konci výdechu způsobují změny napětí, měřené na povrchu těla. U lidí nádechová akce od zbytkového objemu do celkové kapacity plic zesiluje regionální bioimpedanci asi o 300 %. Extravaskulární plicní voda, pohyb těla a odpor mezi pokožkou a elektrodou mohou také ovlivnit bioimpedanci hrudníku různými způsoby [17].

Tabulka 3.1: Odpor pro různé tkáně [17].

Tkán	Odpor (ρ , Ωm)
Krev	1,5
Srdce	1,6–4,3
Plíce (konec výdechu)	7,2
Plíce (konec nádechu)	23,6
Tuk	27,2

Přístroj PulmoVista 500 provádí funkční EIT, což znamená, že zobrazuje především relativní změny impedance jako výsledek plicní funkce, tj. ventilace a měněního se objemu na konci výdechu. Všechny ostatní faktory, které by mohly ovlivnit absolutní impedanci, jsou eliminovány zobrazením jen relativních změn impedance místo absolutních hodnot impedance. Dynamické snímky poskytnuté přístrojem PulmoVista 500 proto obsahují informace o funkčním stavu různých oblastí plic v elektrodové rovině [17].

3.2.4 Systém iMon (FBMI, ČVUT)

Systém iMon slouží především pro monitoring ventilačních parametrů HFOV. Pomocí tohoto systému je možné ukládat průtok plynu dýchacím okruhem, ze kterého můžeme zpětně dopočítat dodávané dechové objemy při vysokofrekvenční oscilační ventilaci.

Zaznamenané parametry systémem iMon ($f_{vz} = 1 \text{ kHz}$):

- Průtok plynu dýchacím okruhem
- Esophageální tlak
- Tlak v dýchacích cestách

3.2.5 PV katétr (Transonic Systems Inc., USA)

PV katétr se používá pro kontinuální záznam tlaku a objemu. Při experimentu byl katétr zaveden do levé komory srdeční. Místem vstupu do krevního oběhu byla arteria carotis. Při zavádění PV katétru je důležité jeho umístění. Musí být umístěn tak, aby se nedotýkal stěn komory. Kdyby ano, došlo by ke zkreslení signálu nebo by byl signál úplně nepoužitelný.

Záznam signálů pomocí PV katétru:

- Tlak v levé srdeční komoře P
- Objem v levé srdeční komoře V

Tepová práce (SW, z angl. Stroke Work) je plocha uzavřené PV smyčky. Hodnota SW se počítá podle Greenovy věty jako integrál přes oblast ohraničenou křivkou. Jednotkou tepové práce je součin tlaku a objemu (mmHg·mL). Parametr je počítán v softwaru Labchart.

3.2.6 LabChart (ADInstruments, Austrálie)

Software LabChart umožňuje sběr a analýzu dat. SW se připojuje k samostatně měřicím systémům, mezi které patří i PV katétr. Software zprostředkovává záznam naměřených signálů se vzorkovací frekvencí 400 Hz a umožňuje jejich následující analýzu.

3.3 Laboratorní experiment

Součástí zadání této diplomové práce je i ověření ventilačních parametrů vysokofrekvenční oscilační ventilace pomocí laboratorního experimentu. Sestava laboratorního experimentu je znázorněna na Obrázku 3.5. Při experimentu byly použity jako modely plic 4 skleněné demižony o různé poddajnosti a objemu. Demižony byly postupně připojeny na HFOV ventilátor SensorMedics 3100B a postupně se zvyšovalo CDP jako při animálním experimentu.



Obrázek 3.5: Sestava pro laboratorní experiment [autor].

Velikost skleněných demižonů, které sloužily jako rigidní modely plic, byla 10, 25, 34 a 54 litrů (Obrázek 3.6). Vysokofrekvenční oscilační ventilátor SensorMedics 3100B nemá možnost monitoringu, a proto pro monitorování a zaznamenání hodnot dechových objemů, byl využit přístroj Acutronic Florian, který byl připojen do ventilačního okruhu.



Obrázek 3.6: Model plic o různých objemech a poddajnosti [autor].

Laboratorní experiment k ověření ventilačních parametrů byl proveden pouze pro náběžnou část signálu. To tedy znamená, že se hodnota CDP pouze zvyšovala do maximální hodnoty a pak se již neklesalo na hodnotu iniciační. Při nastaveném konstantním bias flow byla jako iniciační hodnota CDP zvolena 15 cmH₂O. Nižší hodnoty při nastavování ventilátoru nebylo dosaženo na základě daných poddajností rigidních modelů plic.

3.3.1 Výpočet poddajnosti rigidních modelů plic

Poddajnosti modelů plic vytvořených pomocí rigidních nádob závisí mj. na ventilační frekvenci. Oblast frekvencí, ve které dochází ke změnám charakteru děje uvnitř modelu, je bohužel často shodná s oblastí frekvencí, které se využívají při umělé plicní ventilaci. Charakter děje nelze specifikovat obecně bez znalosti vlastností konkrétního modelu, nicméně zhruba platí, že model se svým chováním přibližuje izotermickému ději při velmi nízkých ventilačních frekvencích konvenční ventilace, zatímco při značných frekvencích dosahovaných při vysokofrekvenční ventilaci se popis chování stejného modelu přibližuje chování adiabatickému [23]. Jelikož se v praxi nikdy nejedná o čistě izotermický, ani o čistě adiabatický děj, hovoříme často o ději polytropickém, který lze charakterizovat vztahem

$$pV^n = konst, \quad (1)$$

kde p je tlak plynu, V jeho objem a n polytropický exponent (–), pro který platí $1 < n < \kappa$ a pro vzduch je jeho hodnota 1,3 [23].

Obdobně lze spočítat i poddajnost rigidní nádoby při polytropickém ději podle vztahu

$$C = \frac{V_0}{n \cdot p_0}, \quad (2)$$

kde C (l/kPa nebo m³/kPa) je poddajnost modelu, V_0 je objem nádoby (l nebo m³), n je polytropický exponent a p_0 (kPa) je střední tlak v nádobě, tj. ve většině případů tlak atmosférický p_a [23].

3.3.2 Florian (Acutronic Medical, Švýcarsko)

Respirační monitor Florian od společnosti Acutronic Medical (Obrázek 3.7) se využíval k měření a zobrazení průtoku, dechového objemu a tlaku v dýchacích cestách především u novorozenců [24]. V dnešní době není pro klinickou praxi povolen a používají se jiné přístroje, avšak pro potřeby laboratorního experimentu tento přístroj postačí.



Obrázek 3.7: Respirační monitor Acutronic Florian [14].

3.4 Zpracování dat

V následujících kapitolách bude shrnuto a předvedeno, jakými postupy byla naměřená data při animálních experimentech zpracována. Veškeré zpracování dat bylo provedeno v programovém prostředí Matlab R2018a (Mathworks, USA).

3.4.1 Výběr dat z animálních experimentů

Před samotnou analýzou jednotlivých dat, bylo potřeba vybrat z celkem 25 animálních subjektů vhodná data. Důvodem byla velká řada měřených parametrů při experimentech a ne všechny jsou pro účely této diplomové práce potřebné. Dalším problémem bylo, že kvalita naměřených dat nebyla vždy pro vybraný parametr vhodná.

V této diplomové práci je hlavní zaměření na zvyšování a snižování nastaveného středního tlaku v dýchacích cestách. Prostřednictvím přístroje PulmoVista 500 byly zaznamenávány impedance, které se v průběhu zvyšování a snižování CDP měnily. Některé experimenty tyto záznamy vůbec neobsahovaly nebo v jejich průběhu obsahovaly takové množství výpadků, že pro další analýzu dat nebyla vhodná. Po prozkoumání naměřených dat bylo vybráno celkem 16 z 25 animálních subjektů. Přehled vybraných subjektů je zobrazen v Tabulce 3.1.

Dalším krokem bylo rozdělení signálů na průběhy, které představovaly modely zdravých plic a na druhou skupinu, která představovala modely ARDS.

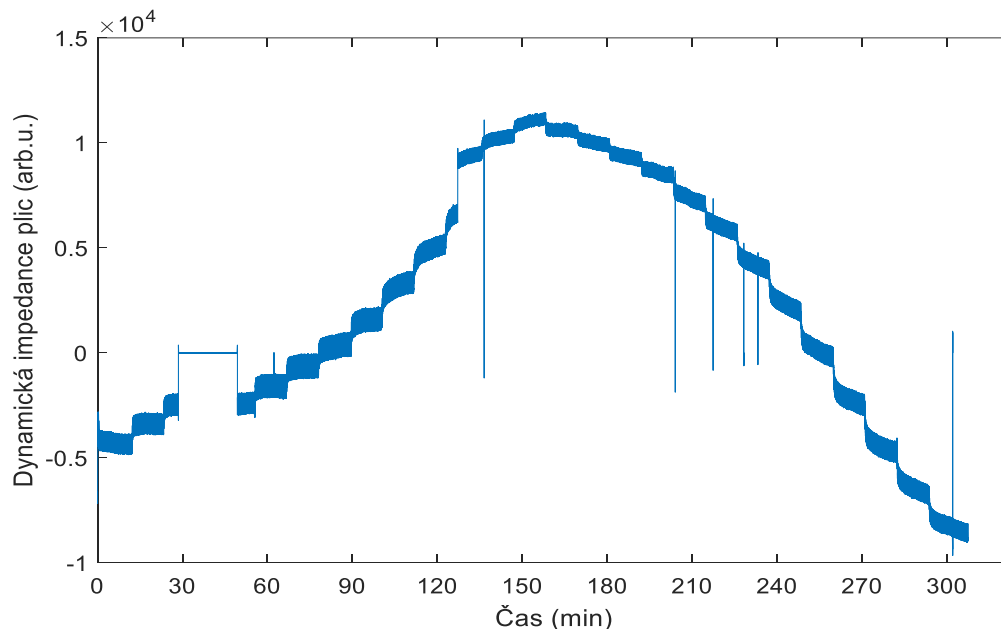
Tabulka 3.2: Přehled naměřených dat z animálních experimentů vhodných pro další analýzu.

Pořadí	Prase	Použitelná data	
		EIT DynamicGlobal (počet signálů)	EIT TidalGlobal (počet signálů)
1.	Pig_79	✓ (1x)	✓ (1x)
2.	Pig_05	✓ (2x)	✓ (2x)
3.	Pig_28	✓ (3x)	✓ (3x)
4.	Pig_29	✓ (4x)	✓ (4x)
5.	Pig_43	✓ (2x)	✓ (2x)
6.	Pig_01	✓ (4x)	✓ (4x)
7.	Pig_03	✓ (2x)	✓ (2x)
8.	Pig_20	✓ (2x)	✓ (2x)
9.	Pig_23	✓ (2x)	✓ (2x)
10.	Pig_26	✓ (3x)	✓ (3x)
11.	Pig_32	✓ (3x)	✓ (3x)
12.	Pig_33	✓ (2x)	✓ (2x)
13.	Pig_34	✓ (3x)	✓ (3x)
14.	Pig_37	✓ (2x)	✓ (2x)
15.	Pig_41	✓ (2x)	✓ (2x)
16.	Pig_59	✓ (2x)	✓ (2x)

3.4.2 Odstranění výpadků v signálech

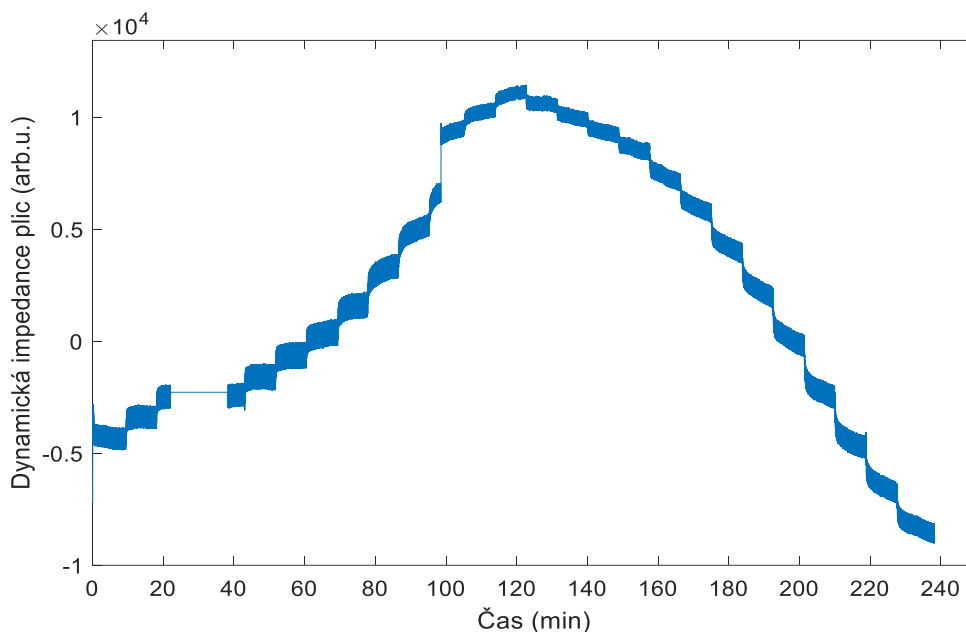
Aby signály neobsahovaly výpadky, které zbytečně zkreslují data, tak musely být ručně eliminovány. Použití filtru pro odstranění výpadku nebylo vhodné z důvodu, že výpadky byly velice náhodné a v různém rozsahu a při použití filtru by byla naměřená data zkreslena. Proto se přistoupilo k manuální variantě, kdy se výpadek odstranil pomocí vodorovné čáry, která byla umístěna mezi začátkem a koncem výpadku.

Na Obrázku 3.8 je zobrazen průběh dynamické impedance plic při experimentu pro jeden z animálních subjektů před odstraněním náhodných výpadků signálu.



Obrázek 3.8: Průběh dynamické impedance před úpravou.

Na následujícím Obrázku 3.9 je zobrazen průběh dynamické impedance plic po úpravě. Jak již bylo zmíněno, tak jednotlivé výpadky byly nahrazeny vodorovnou čarou mezi počátečním a koncovým bodem výpadku. Nahrazení čarou se zdá být jako nejlepší náhrada dané oblasti, jelikož stále víme, kde se výpadek nacházel. Graficky nejhezčí metodou by bylo úplné vystříhnutí daného úseku ze signálu. Zde však nastává problém, že bychom tím ztratili časovou informaci a průběh experimentu by byl zkreslený.

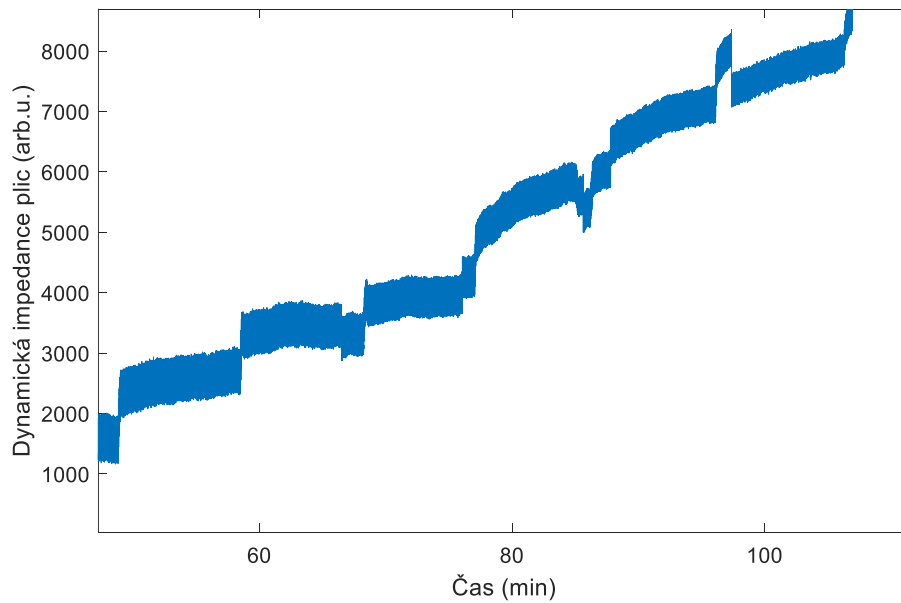


Obrázek 3.9: Průběh dynamické impedance po odstranění výpadků.

3.4.3 Určování rozkmitu jednotlivých schodů

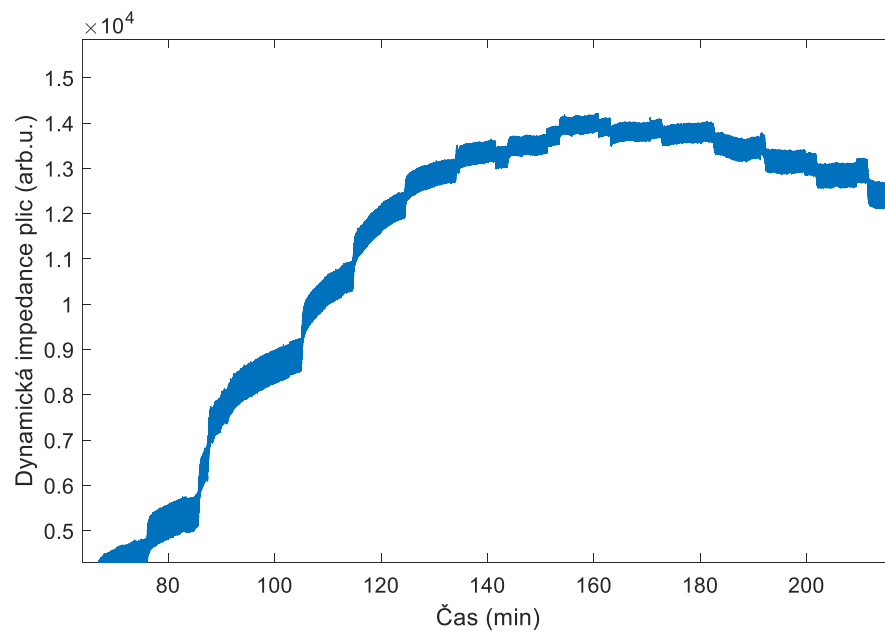
Po předchozím odstranění výpadků ze signálů následovalo určení rozkmitu v jednotlivých schodech. Schody v signále představují změnu CDP, která nejčastěji byla o 2 cmH₂O nahoru nebo dolů, dle stavu experimentu a doba trvání změny činila 10 minut.

Původním záměrem bylo naprogramování automatizovaného algoritmu, které jednotlivé schody projde a rozkmit vyhodnotí automaticky. Po několika pokusech na různých signálech vyšlo najevo, že signály jsou tak originální a různorodé tvarem i délkou, že automatizovaný algoritmus nelze použít, aniž by se dopouštěl přípustné hodnoty chyb. Na Obrázku 3.10 je patrné, že některé zaznamenané průběhy obsahují nežádoucí posuny signálu v jednotlivých schodech.



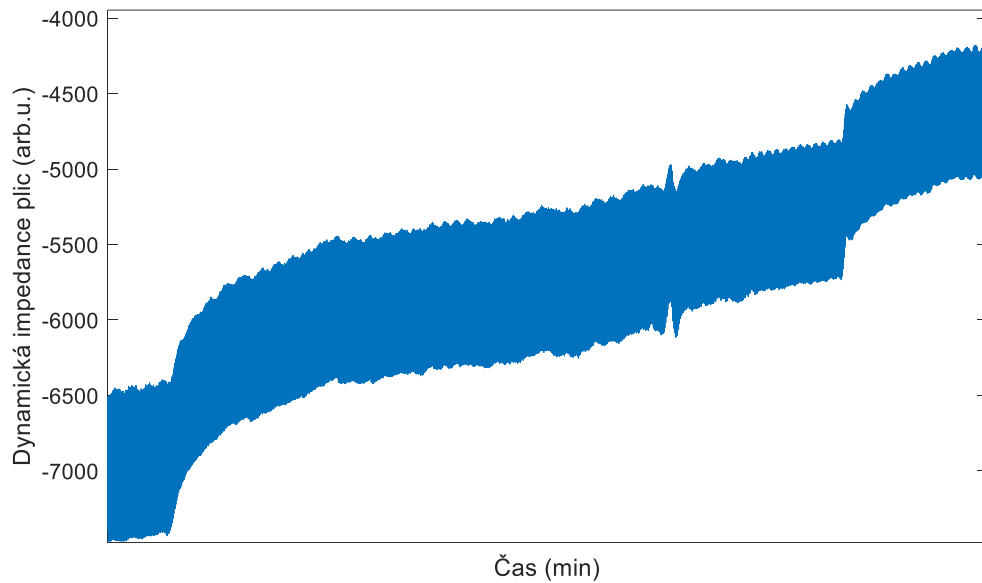
Obrázek 3.10: Odskočené části schodů v signále.

Na Obrázku 3.11 je zobrazeno, jaké rozdíly jsou ve tvarech jednotlivých schodů, a zároveň je možné opakovaně vidět nežádoucí posuny v signále.



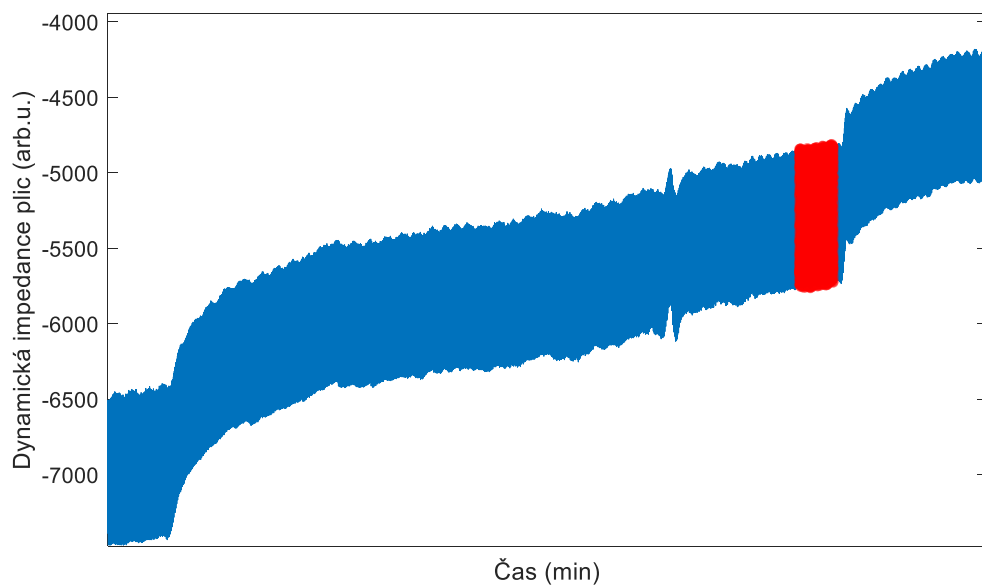
Obrázek 3.11: Rozdílnost tvarů schodů.

Muselo se proto přistoupit k variantě manuálního výpočtu rozkmitu pro jednotlivé schody v signále. Postup spočíval v načtení již upraveného signálu v prostředí Matlab R2018a a zobrazení jej ve formě grafu. Pak následovalo postupné přiblížení jednotlivých schodů v grafu, které je znázorněno na Obrázku 3.12.



Obrázek 3.12: Výběr schodu pro výpočet kmitočtu.

Poté co byl schod vybrán, musela se manuálně část dat označit a uložit do proměnné (Obrázek 3.13), aby se mohlo v programovém prostředí Matlab dále s hodnotami pracovat. Úsek byl vybrán tak, aby neobsahoval žádné posuny v signále a tedy vypočtená hodnota nebyla zkreslena. Výběr úseku byl pro každý schod individuální na základě jeho tvaru.



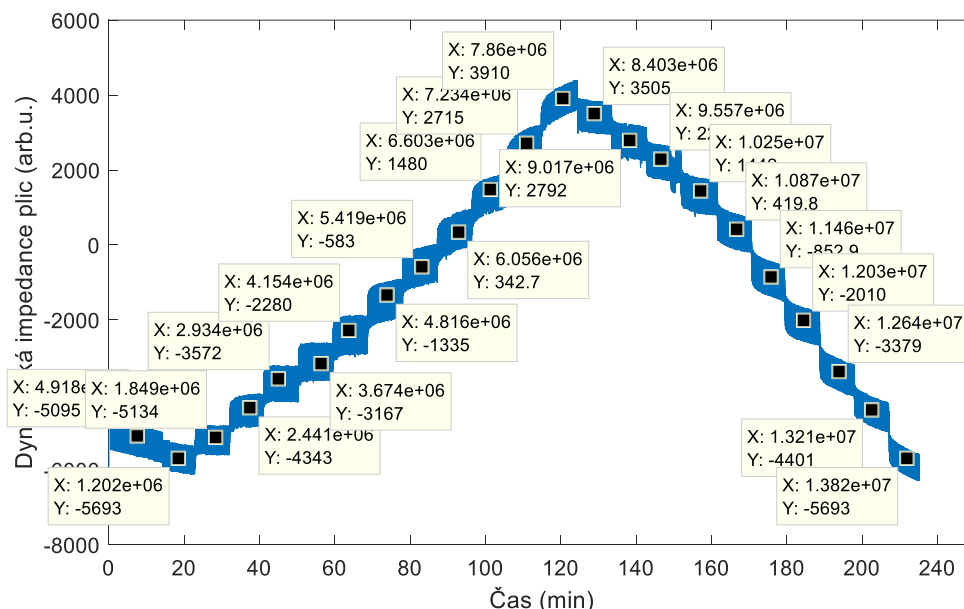
Obrázek 3.13: Označení úseku pro výpočet kmitočtu.

Následovalo vypočtení kmitočtu vybrané oblasti pomocí funkce max a min, které se pro daný úsek nechaly programovým prostředím vybrat a následně od sebe odečíst. Takto vypočtené hodnoty se pak zaznamenávaly pro jednotlivá prasata do tabulek a k nim byla přiřazena hodnota středního distenzního tlaku v dýchacích cestách na základě protokolu z experimentu, který se v průběhu všech animálních pokusů zapisoval.

3.4.4 Výpočet dechových objemů z naměřených průtoků

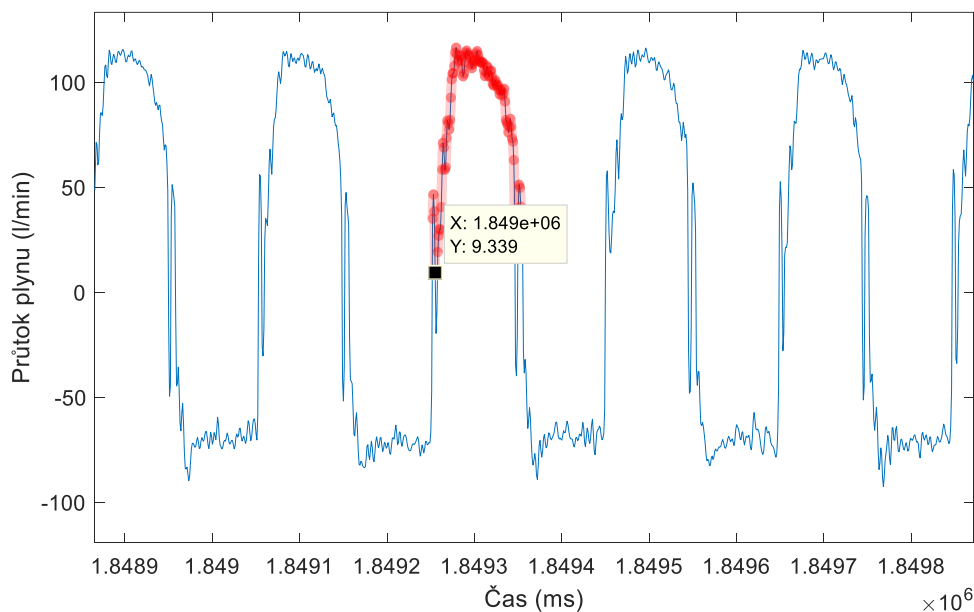
Jelikož HFOV ventilátor neumí zaznamenávat žádné parametry a ani systém EIT nám neudává reálné hodnoty dechových objemů, musely se dechové objemy dodávané do patientského okruhu zpětně dopočítat. Využilo se naměřených dat průtoku plynu v dýchacím okruhu naměřených systémem iMon. Integrací křivky průtoku plynu získáme dechové objemy. Výpočet byl proveden v programovém prostředí Matlab R2018a (MathWorks, USA).

Aby bylo zajištěno, že počítáme dechové objemy pro správné úseky dat, tak bylo potřeba před samotným výpočtem rozmístit značky, které nám ukazují souřadnice, kde se dané schody nacházejí (Obrázek 3.14.). Všechny signály pro každé prase jsou časově synchronizovány, proto nám stačí jen znalost x souřadnic.



Obrázek 3.14: Souřadnice jednotlivých schodů EIT dat.

V signále průtoku plynu se vyhledala daná souřadnice a následně se vybrala křivka, která se uložila jako proměnná pro integraci (Obrázek 3.15). K integraci křivky bylo využito Matlab funkce trapz, která vypočítá plochu pod křivkou. Vypočítané hodnoty musely být následně ještě přepočteny na správné jednotky. Hodnoty byly zaznamenány a následně použity pro grafy normalizovaných dat s rozptylem.



Obrázek 3.15: Výběr křivky průtoku pro integraci.

3.4.5 Normalizace dat a jejich rozptyl v závislosti na CDP

Pro srovnání závislostí jednotlivých parametrů byly vytvořeny grafy s normalizovanými průměrnými hodnotami a jejich rozptyly. Normalizace byla udělána tak, že hodnoty pro každý signál byly vyděleny hodnotou pro první nastavený CDP. Následně byly vytvořeny tabulky, kde k nastaveným CDP byly přiřazeny hodnoty ze všech jednotlivých signálů postupně pro EIT data, pro vypočítané dechové objemy a pro tepovou práci (SW). Ze všech hodnot pro jednotlivé CDP byly vypočteny průměrné hodnoty a směrodatné odchylky. Z průměrných hodnot a směrodatných odchylek pak byly vytvořeny grafy, které jsou zobrazeny v sekci výsledky. Každý parametr má dva grafy. Jeden pro zdravá prasata a druhý pro prasata s ARDS.

4 Výsledky

V této kapitole jsou shrnuty výsledky diplomové práce. V první části se jedná o ověřovací laboratorní experiment vysokofrekvenčních ventilačních parametrů a v druhé části jsou výsledky z dat naměřených při animálních experimentech a porovnání naměřených parametrů.

4.1 Laboratorní experiment

Laboratorní experiment využíval rigidních modelů plic o různých objemech a poddajnostech. Při experimentech byl měřen dechový objem pro různě nastavené CDP a při proměnné poddajnosti. V Tabulce 4.1 jsou vypsány objemy skleněných demižonů a jejich vypočtené poddajnosti.

Tabulka 4.1: Poddajnost a objemy rigidních modelů plic.

	Objem V (L)	Poddajnost C (L/kPa)
1	10	0,076
2	25	0,190
3	34	0,258
4	54	0,410

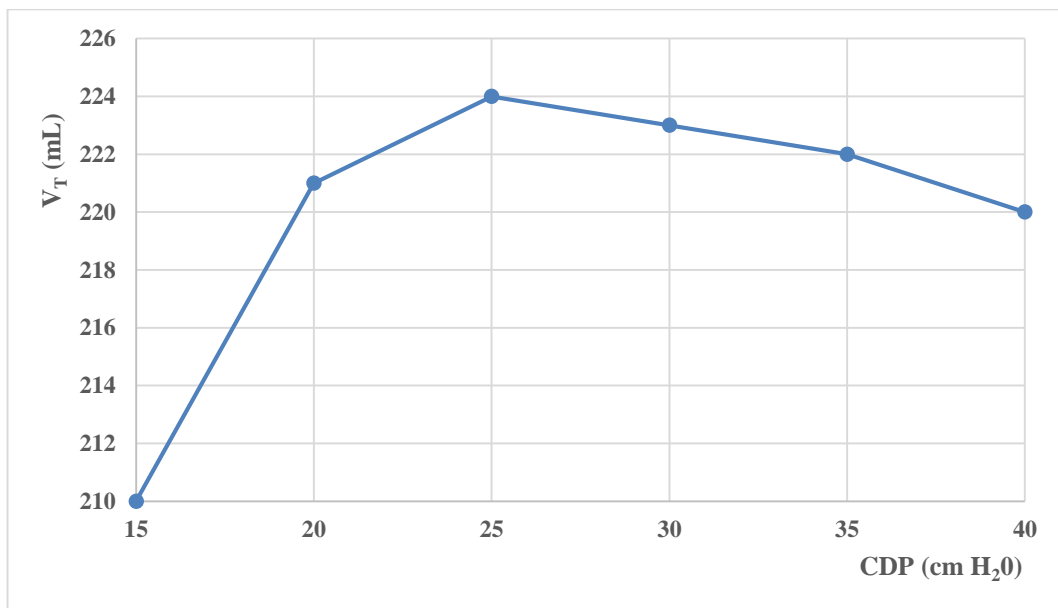
První laboratorní experiment byl proveden na skleněném demižonu o velikosti objemu 10 litrů. Následně se objem zvyšoval až na 54 l. Pro každý demižon je vytvořena tabulka, kde jsou zaznamenány dechové objemy, které byly naměřeny při nastaveném CDP. Zaznamenány jsou i údaje o bias flow, který se na základě nastaveného CDP měnil. Ke každé tabulce přísluší graf, kde je zobrazen průběh laboratorního experimentu pro daný objem.

První laboratorní experiment

V Tabulce 4.2 jsou uvedeny naměřené dechové objemy pro skleněný demižon o velikosti V_1 a změny bias flow při změně CDP. Na Obrázku 4.1 je vynesena závislost dechového objemu na nastaveném CDP.

Tabulka 4.2: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_1 .

$V_1 = 10 \text{ L}$		min dosažený CDP 13 cm H ₂ O	
CDP (cm H ₂ O)	V_D (mL)	ΔP (cm H ₂ O)	
15	210	39	
20	221	45	
25	224	48	
30	223	50	
35	222	51	
40	220	52	



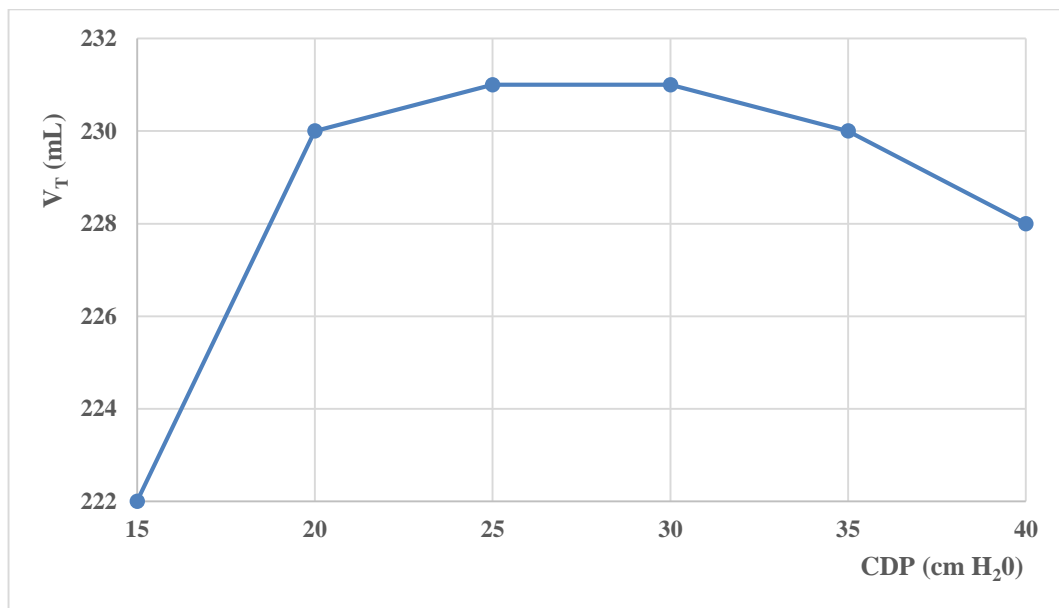
Obrázek 4.1: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_1 .

Druhý laboratorní experiment

V Tabulce 4.3 jsou uvedeny naměřené dechové objemy pro skleněný demižon o velikosti V_2 a změny bias flow při změně CDP. Na Obrázku 4.2 je vynesena závislost dechového objemu na nastaveném CDP.

Tabulka 4.3: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_2 .

$V_2 = 25 \text{ L}$		min dosažený CDP 12 cm H ₂ O	
CDP (cm H ₂ O)	V_D (mL)	ΔP (cm H ₂ O)	
15	222	41	
20	230	45	
25	231	47	
30	231	49	
35	230	50	
40	228	50	



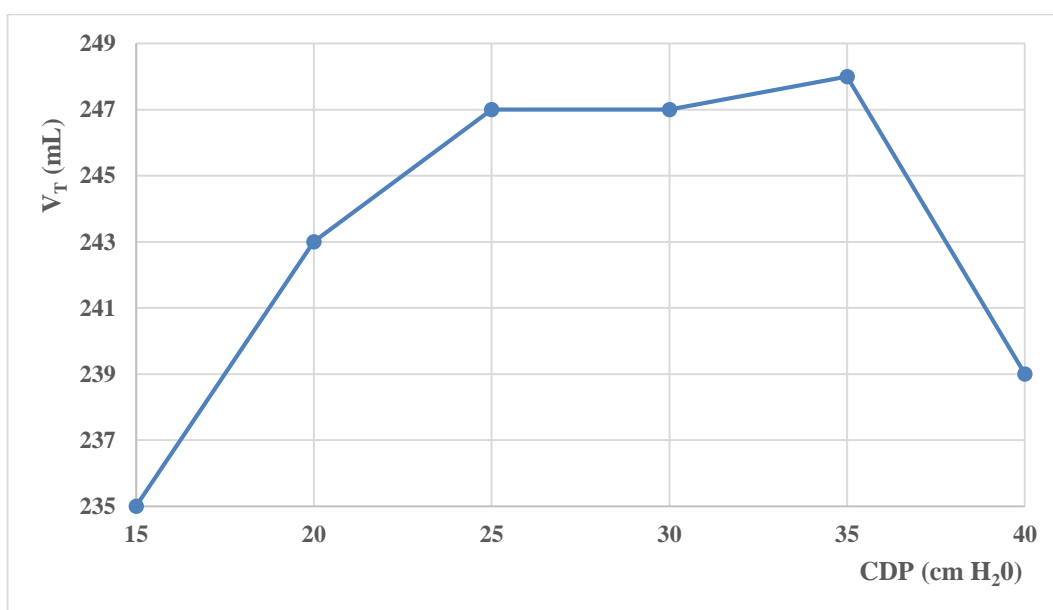
Obrázek 4.2: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_2 .

Třetí laboratorní experiment

V Tabulce 4.4 jsou uvedeny naměřené dechové objemy pro skleněný demižon o velikosti V_3 a změny bias flow při změně CDP. Na Obrázku 4.3 je vynesena závislost dechového objemu na nastaveném CDP.

Tabulka 4.4: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_3 .

$V_3 = 34 \text{ L}$		min dosažený CDP 12 cm H ₂ O	
CDP (cm H ₂ O)	V_D (mL)	ΔP (cm H ₂ O)	
15	235	40	
20	243	44	
25	247	46	
30	247	48	
35	248	49	
40	239	50	



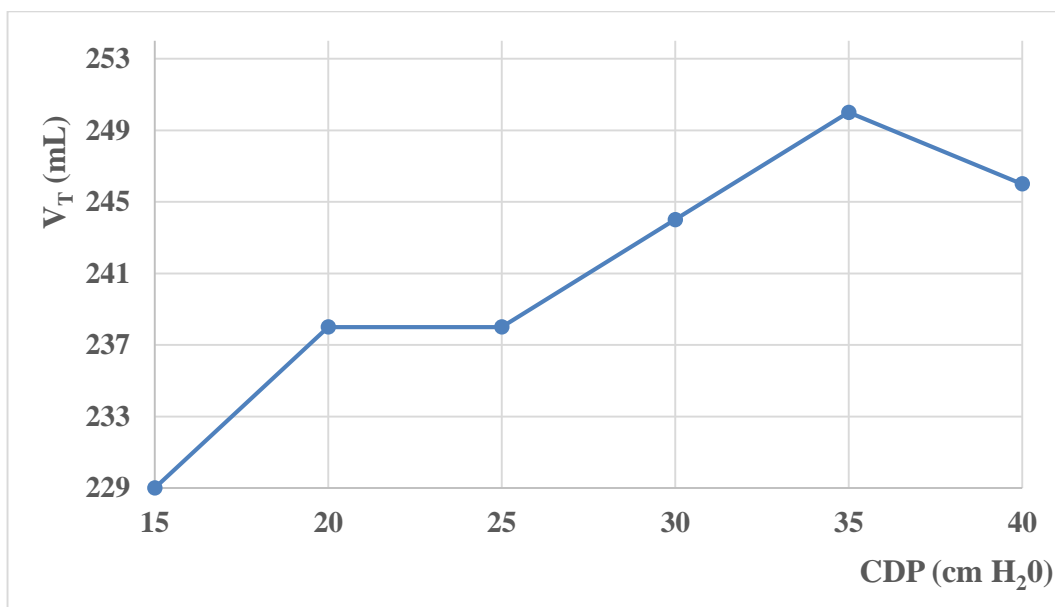
Obrázek 4.3: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_3 .

Čtvrtý laboratorní experiment

V Tabulce 4.5 jsou uvedeny naměřené dechové objemy pro skleněný demižon o velikosti V_1 a změny bias flow při změně CDP. Na Obrázku 4.4 je vynesena závislost dechového objemu na nastaveném CDP.

Tabulka 4.5: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_4 .

$V_4 = 54 \text{ L}$		min dosažený CDP 12 cm H ₂ O	
CDP (cm H ₂ O)	V_D (mL)	ΔP (cm H ₂ O)	
15	229	39	
20	238	44	
25	238	46	
30	244	49	
35	250	50	
40	246	50	



Obrázek 4.4: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_4 .

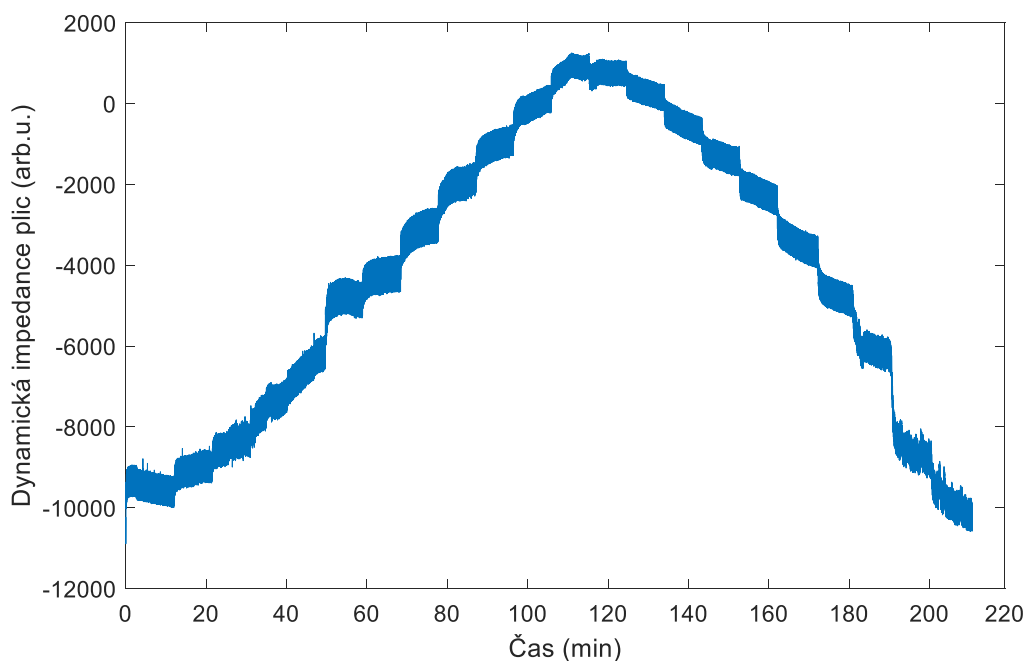
4.2 Animální experiment

V této sekci je předvedeno vzorové zpracování dat z animálního experimentu pro prase číslo 32. V tabulkách je uveden vypočítaný rozkmit daných schodů a k nim nastavené CDP.

V Tabulce 4.6 jsou uvedeny vypočítané rozkmity schodů pro dynamickou impedanci plic a nastavená CDP pro zdravé prase číslo 32. Na Obrázku 4.5 je zobrazen průběh dynamické impedance plic v čase u zdravého prasete číslo 32.

Tabulka 4.6: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_32.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	773.9104	8	13	641.6432	28
2	822.9902	10	14	654.7241	26
3	872.4836	12	15	712.9738	24
4	903.4884	14	16	715.1379	22
5	943.8733	16	17	760.5183	20
6	913.7965	18	18	799.9079	18
7	903.8412	20	19	827.7753	16
8	875.1448	22	20	848.0066	14
9	844.6094	24	21	873.3862	12
10	768.6525	26	22	825.2436	10
11	729.2644	28			
12	617.3319	30			

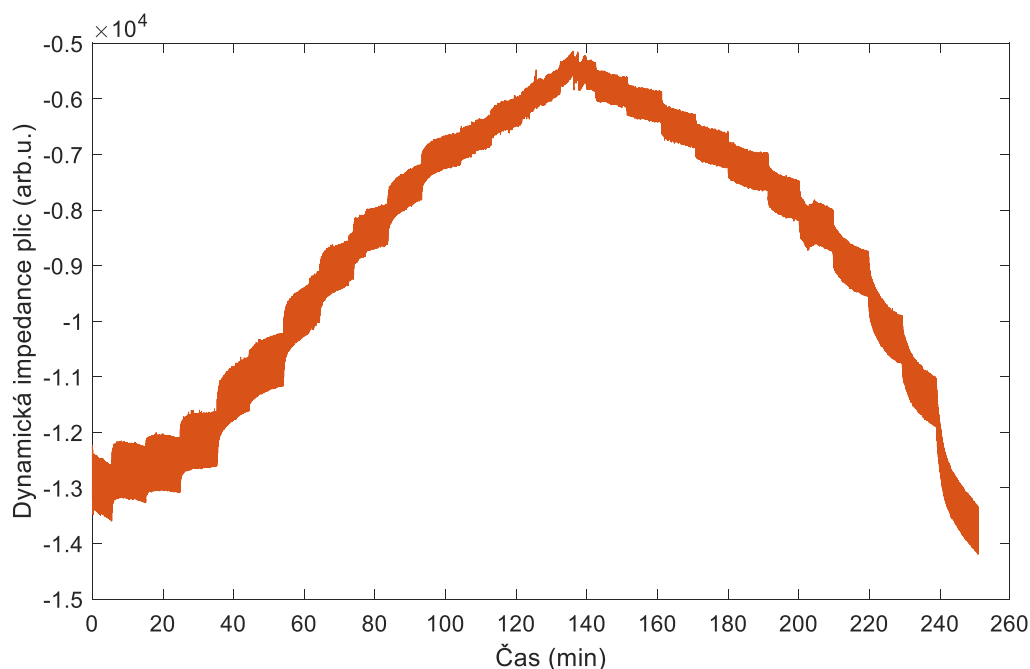


Obrázek 4.5: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_32.

V Tabulce 4.7 jsou uvedeny vypočítané rozkmity schodů pro dynamickou impedanci plic a nastavená CDP pro prase číslo 32 s ARDS. Na Obrázku 4.6 je zobrazen průběh dynamické impedance plic v čase u prasete číslo 32 s ARDS.

Tabulka 4.7: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_32 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	1.0268e+03	20	15	500.2991	44
2	1.0491e+03	22	16	544.2577	40
3	1.0128e+03	24	17	576.0958	38
4	996.1006	26	18	616.5915	36
5	975.4980	28	19	652.5595	34
6	988.3503	30	20	680.7021	32
7	929.8917	32	21	740.8771	30
8	863.4495	34	22	813.6484	28
9	778.2628	36	23	842.5356	26
10	659.8576	38	24	911.0212	24
11	598.5018	40	25	921.0643	22
12	548.4465	42	26	939.9027	20
13	541.1941	44			
14	503.4327	46			

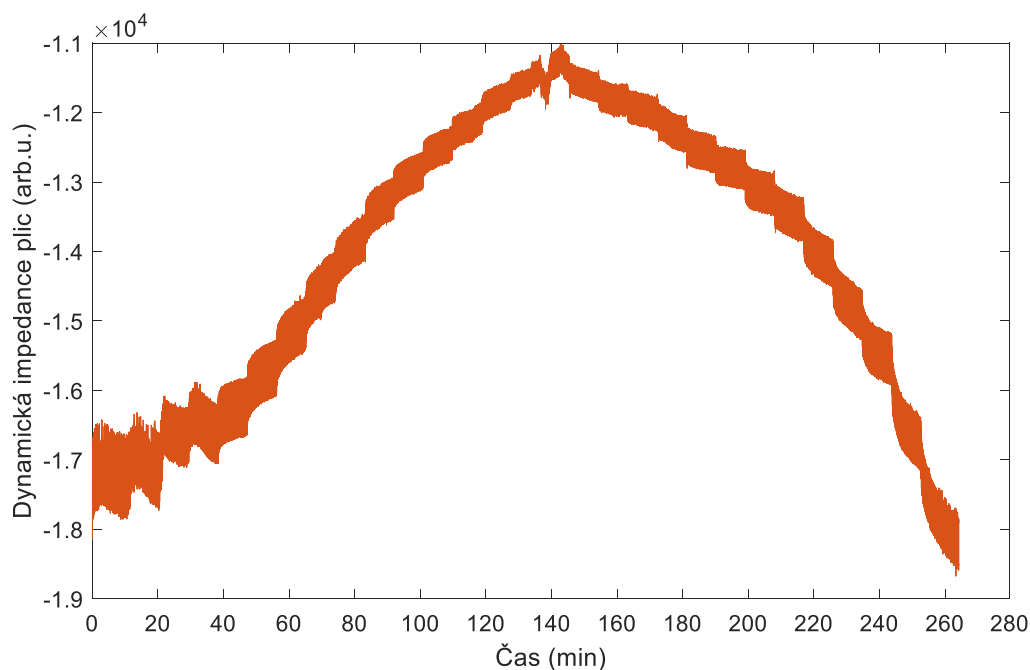


Obrázek 4.6: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_32 s ARDS.

V Tabulce 4.8 jsou uvedeny vypočítané rozkmity schodů pro dynamickou impedanci plic a nastavená CDP pro prase číslo 32 s ARDS_2. Na Obrázku 4.7 je zobrazen průběh dynamické impedance plic v čase u prasete číslo 32 s ARDS_2.

Tabulka 4.8: Vypočtený rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_32 s ARDS_2.

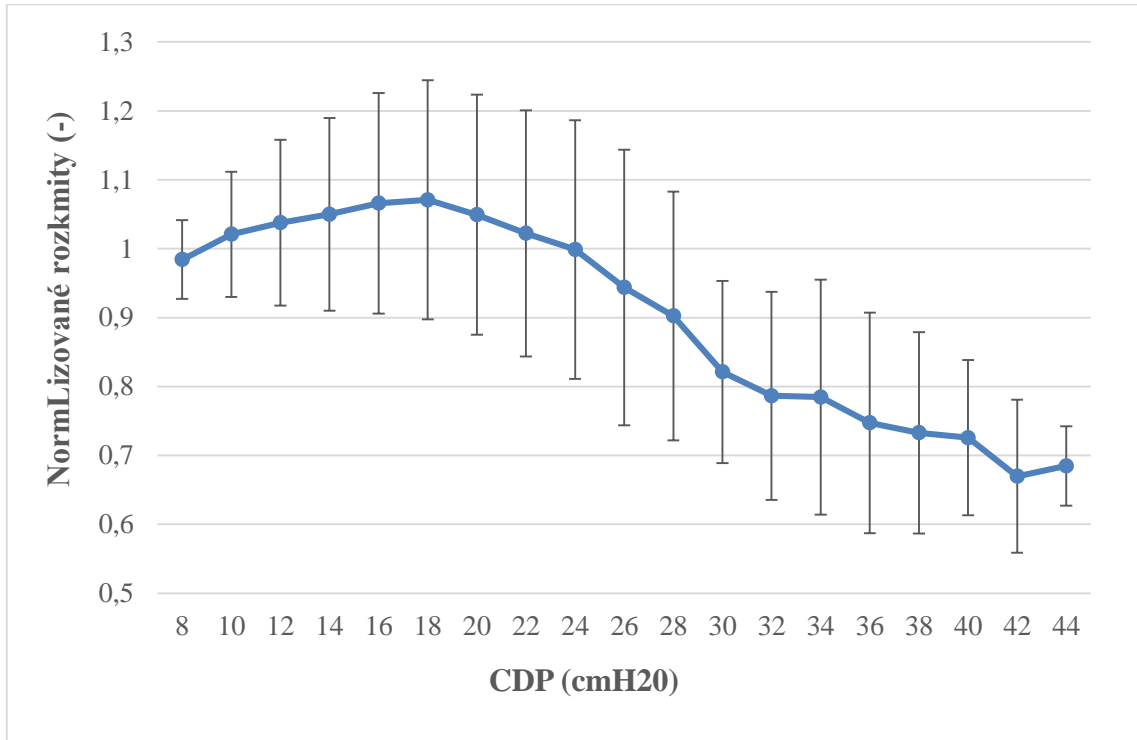
Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	1.2302e+03	18	16	426.4283	44
2	1.1473e+03	20	17	468.8870	42
3	863.4755	22	18	479.5826	40
4	882.2761	24	19	516.0461	38
5	855.8148	26	20	552.8096	36
6	832.0294	28	21	564.5780	34
7	826.1082	30	22	612.6441	32
8	763.2244	32	23	633.8359	30
9	670.7677	34	24	710.6639	28
10	632.1825	36	25	729.8451	26
11	558.9329	38	26	759.6303	24
12	507.4649	40	27	784.5093	22
13	511.6255	42	28	821.8022	20
14	430.1412	44			
15	440.0783	46			



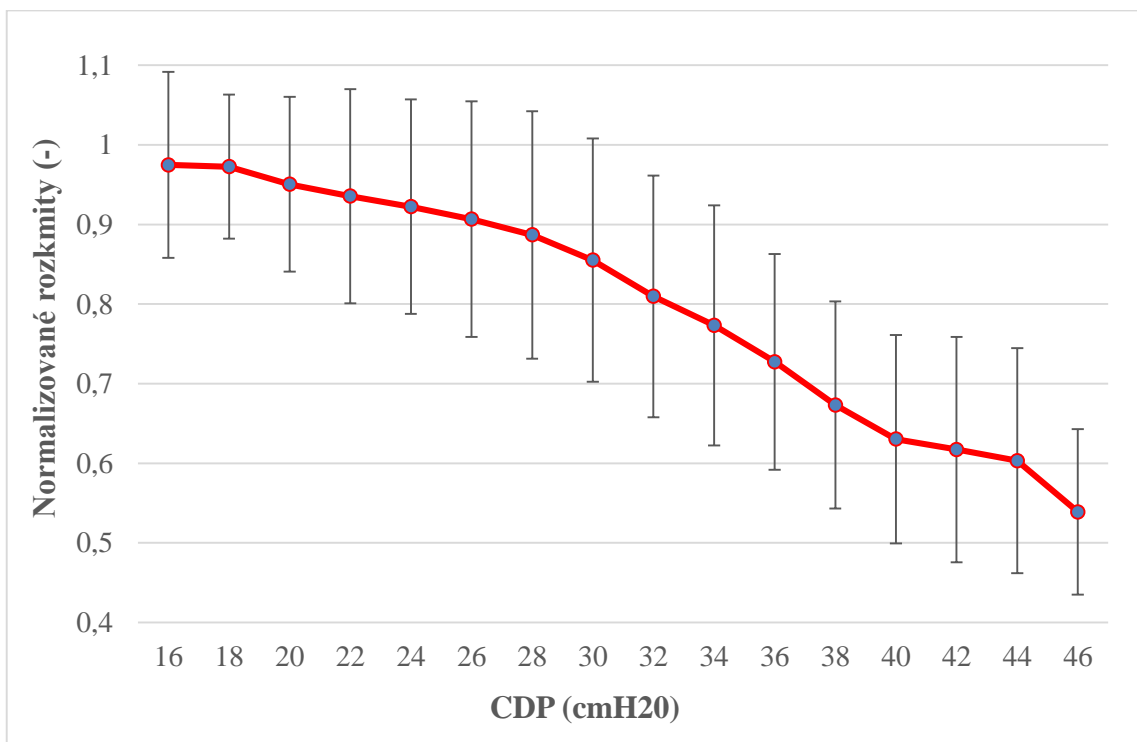
Obrázek 4.7: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_32 s ARDS_2.

4.2.1 Normalizovaný rozkmit dat EIT a jejich rozptyl

Na následujících grafech je zobrazen rozdíl závislostí normalizovaných rozkmitů EIT dat měřených v arbitrary units na nastaveném CDP pro zdravá prasata (Obrázek 4.8) a prasata s ARDS (Obrázek 4.9).



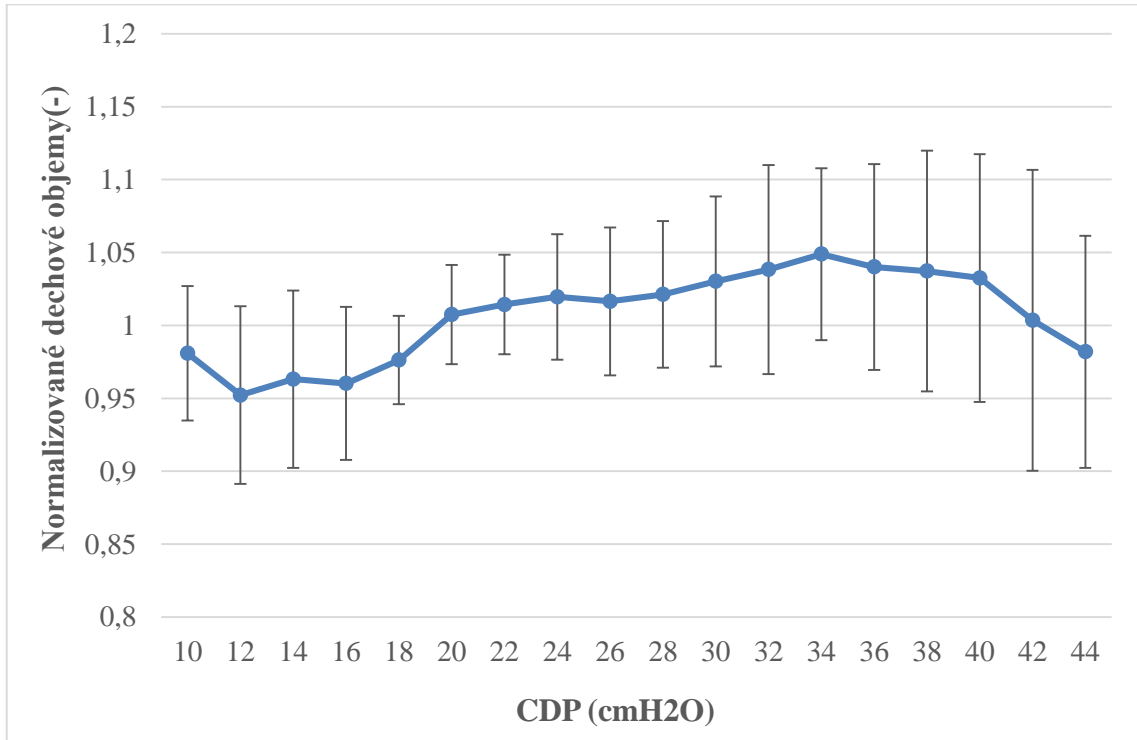
Obrázek 4.8: Závislost normalizovaných EIT dat na nastaveném CDP pro zdravá prasata.



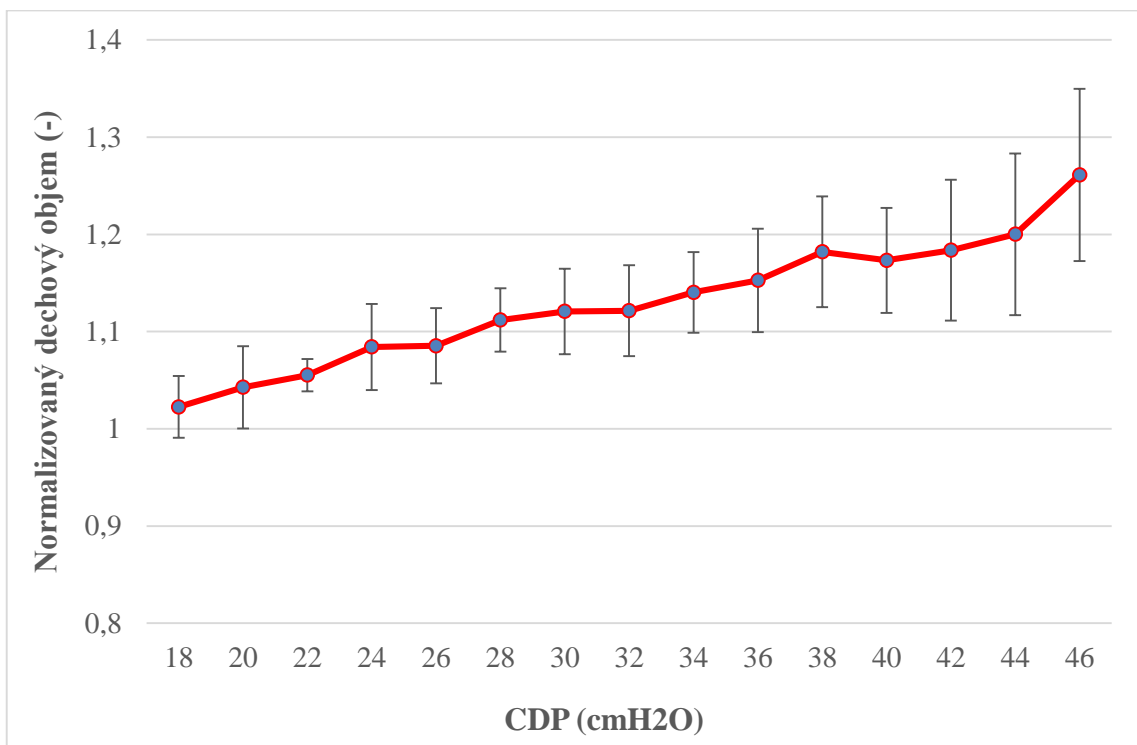
Obrázek 4.9: Závislost normalizovaných EIT dat na nastaveném CDP pro prasata s ARDS.

4.2.2 Normalizované dechové objemy a jejich rozptyl

Na následujících grafech je zobrazen rozdíl závislostí normalizovaných dechových objemů, vypočítaných z průtoků plynů, na nastaveném CDP pro zdravá prasata (Obrázek 4.10) a prasata s ARDS (Obrázek 4.11).



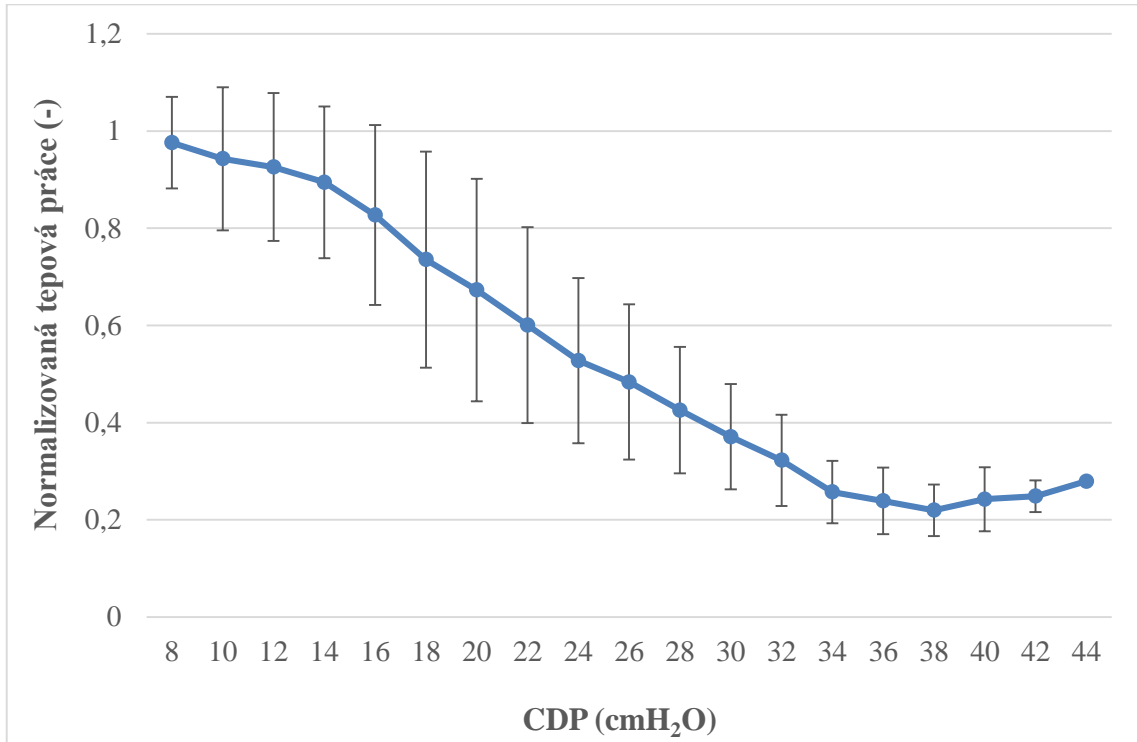
Obrázek 4.10: Závislost normalizovaných dechových objemů na CDP pro zdravá prasata.



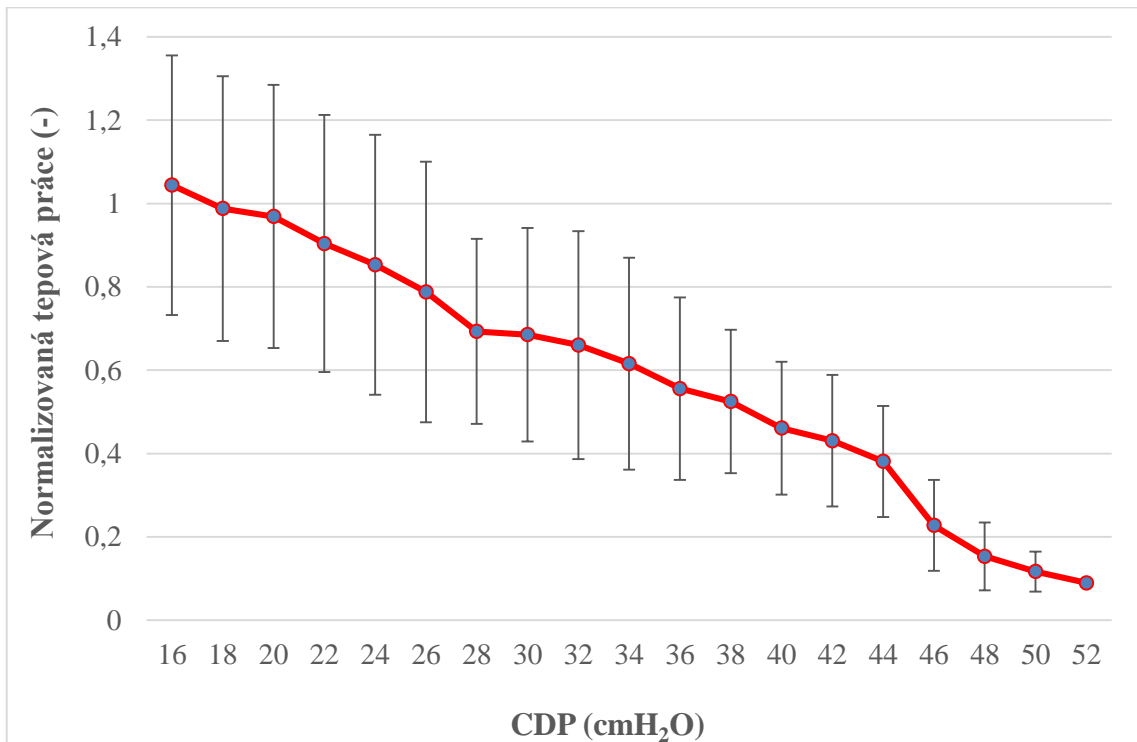
Obrázek 4.11: Závislost normalizovaných dechových objemů na CDP pro prasata s ARDS.

4.2.3 Normalizovaná tepová práce a její rozptyl

Na následujících grafech je zobrazen rozdíl závislostí normalizované tepové práce na nastaveném CDP pro zdravá prasata (Obrázek 4.12) a prasata s ARDS (Obrázek 4.13).



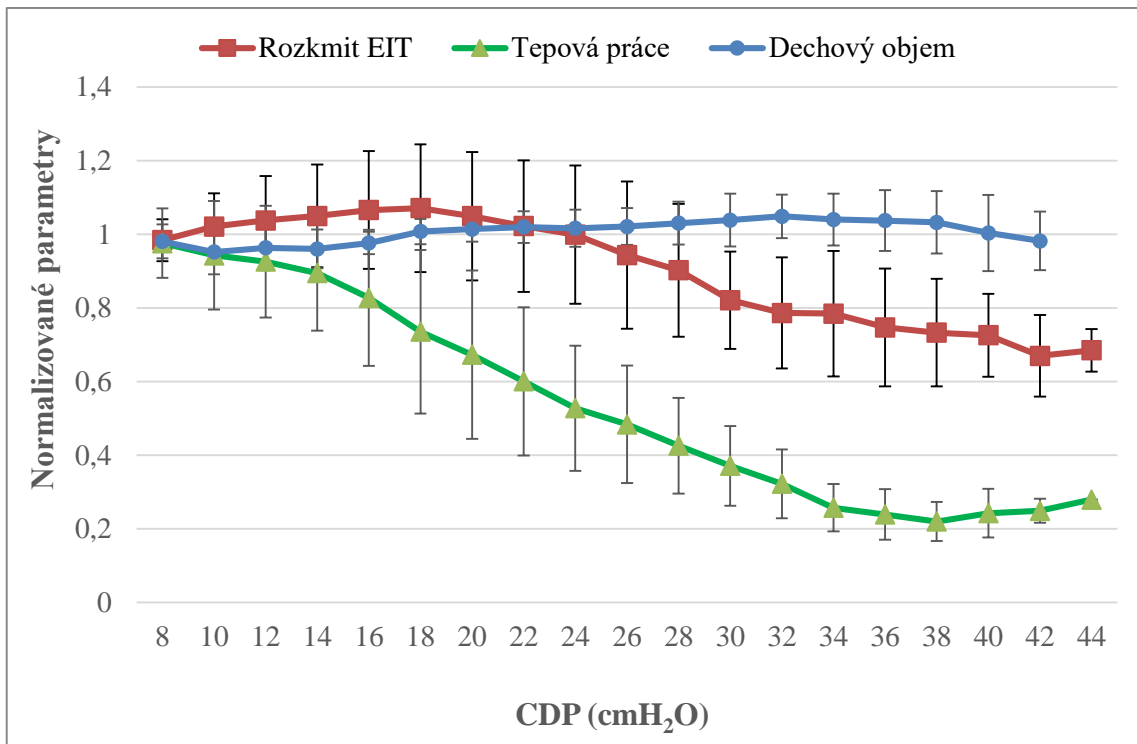
Obrázek 4.12: Závislost normalizované tepové práce na CDP pro zdravá prasata.



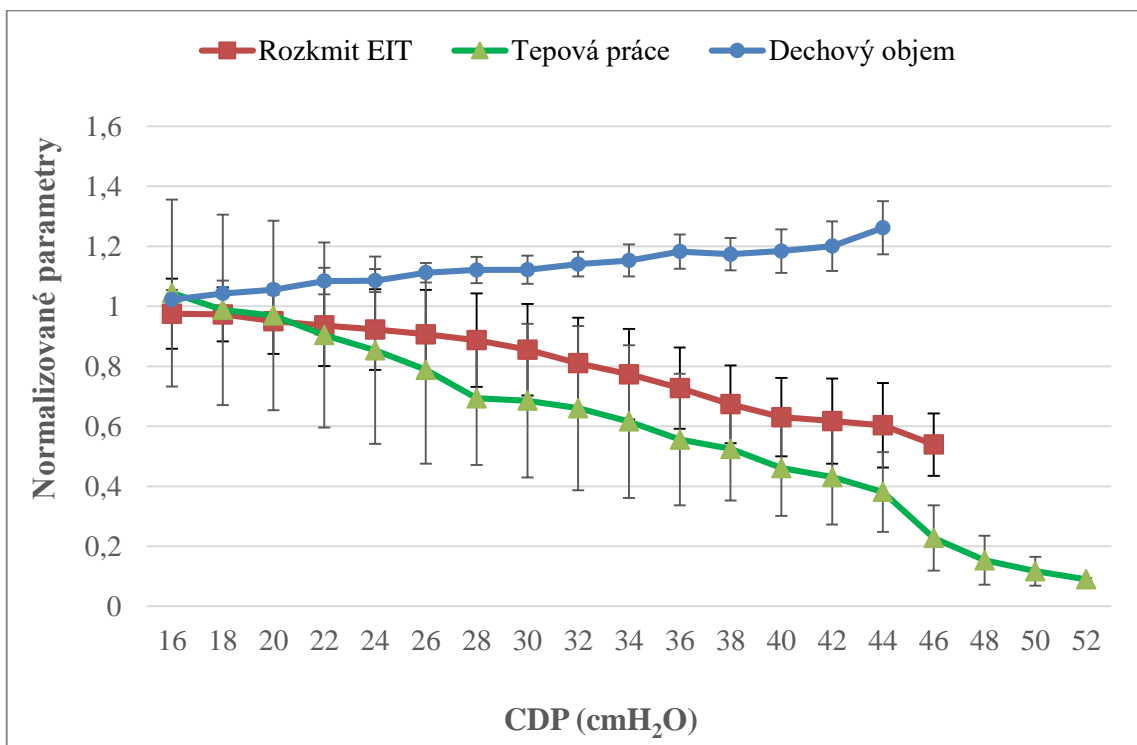
Obrázek 4.13: Závislost normalizované tepové práce na CDP pro prasata s ARDS.

4.2.4 Srovnání normalizovaných parametrů

Na následujících grafech je srovnání normalizovaných parametrů pro zdravá prasata (Obrázek 4.14) a prasata s ARDS (Obrázek 4.15).



Obrázek 4.14: Srovnání normalizovaných parametrů, pro zdravá prasata.



Obrázek 4.15: Srovnání normalizovaných parametrů pro prasata s ARDS.

5 Diskuse

Elektrická impedanční tomografie zaznamenává data v arbitrary units, které nám neudávají reálné hodnoty, ale pouze relativní. Je otázkou, zdali nám to vadí nebo ne. V klinické praxi to zajisté problém není, jelikož zde jde hlavně o sledování průběhů, tedy trendových dat, kde absolutní hodnoty nejsou potřeba. Zatímco pro vědecké nebo experimentální účely je relativní hodnota nevhodná, protože není možnost přesného porovnání s daty měřených prostřednictvím jiných systémů. Obecně monitoring vysokofrekvenční oscilační ventilace pomocí elektrické impedanční tomografie lze provádět, ale jen v omezeném rozsahu.

Vzorkovací frekvence EIT systémů je maximálně 50 Hz. Tato hodnota nám nedovoluje příliš kvalitní rozlišení v čase. Navíc při využití EIT systému současně s HFOV ventilátory, které mají poměrně vysoké ventilační frekvence, nastává problém, že tato vzorkovací frekvence je hraniční a výsledná data by mohla být podvzorkována.

V zaznamenaných datech pomocí EIT systému jsou poměrně časté výpadky nebo posuny v signálech. Pás je konstruován na člověka, a tedy při použití na praseti, které má jiné rozměry hrudníku, zde může docházet k nepřesnostem. Další příčinou může být, že hodnoty CDP byly nastavovány na vysokofrekvenčním oscilačním ventilátoru manuálně a občas se stalo, že nebyla požadovaná hodnota CDP udržována v dýchacím systému a docházelo ke kolísání hodnot a někdy se CDP měnilo i během ventilace.

Problémem analýzy EIT dat bylo v tom, když pomineme výpadky a posuny v signále, že jednotlivé schody mají rozmanitý tvar. To způsobilo, že nebylo možné naprogramovat automatizovaný skript, který by jednotlivé rozkmity dat z dynamické impedance plic vypočítal. Tento neduh způsobil, že bylo nutné přistoupit k manuálnímu zpracování dat. Manuální zpracování bylo poměrně časově náročné a navíc nezaručuje dokonalou přesnost jednotlivých výpočtů. Nepřesnosti mohly vznikat při výběru úseků pro výpočet rozkmitu jednotlivých schodů. Zde se muselo volit dle tvaru schodu a nebylo možné vybrat celý schod. Při výběru úseku schodu musela být vybrána jen úzká část, pokud nebyl schod rovnoběžný s osou x. Pokud byl schod zešikmený a byl by vybrán delší úsek, byla by do výpočtu vnesena chyba, protože minimum by se nacházelo hned na začátku u první vybrané hodnoty a maximum až v koncové části výběru. Je zřejmé, že drobným chybám se při manuálním výpočtu nevyhneme, ale tendence byla chybovost co nejvíce eliminovat.

Z vypočítaných rozkmitů EIT dat lze poměrně snadno sledovat, že maximální hodnota rozkmitu pro část experimentu s rostoucím CDP je u vyšších hodnot CDP, než je maximální hodnota rozkmitu pro část experimentu s klesající hodnotou CDP. Danou závislost můžeme objasnit asi tak, že po provedení postupného zvyšování středního tlaku a aplikaci příliš vysokých hodnot středního tlaku zůstávají plíce hodně recruitované. Přetrvává zvýšení nitrohručního tlaku, který odezní až při nižších hodnotách středního distenzního tlaku oproti hodnotám, které způsobily recruit.

Dále je patrné, že je rozdíl mezi prasaty zdravými a postiženými syndromem ARDS. U zdravých jedinců se nachází maximální hodnota rozkmitu nejčastěji ve středu nastavovaných hodnot, zatímco u jedinců s ARDS se maximum nachází na začátku případně konci nastavovaných hodnot. Obecně lze říct, že plíce postižené syndromem ARDS tolerují nastavení vyšších hodnot středního tlaku v dýchacích cestách, což je zjevné i z vypočtených rozkmitů.

Při ověření ventilačních parametrů pomocí laboratorního experimentu jsme sledovali, jak se mění dodávané dechové objemy vysokofrekvenčním oscilačním ventilátorem do okruhu v závislosti na CDP pro různé objemy rigidních modelů plic a tedy i různé poddajnosti. V zásadě se ukázalo, že se dechové objemy do určitého tlaku lehce zvyšují, a při překonání určité hranice opět snižují. Tyto změny se ovšem pohybují maximálně do 5 %, což ve výsledku znamená, že se dechový objem výrazně nemění.

Z relativních hodnot rozkmitů EIT animálních experimentů se dá pozorovat, že dochází ke změnám hodnot v závislosti na nastavení středního tlaku v dýchacích cestách. Zde však nebylo patrné, jestli se jedná o dechové objemy nebo jiný parametr, který se mění, protože z EIT dat máme k dispozici pouze relativní hodnoty.

Abychom získali reálné hodnoty dechových objemů, bylo využito naměřených dat průtoku plynů ze systému iMon. Jejich zintegrováním jsme získali dechové objemy. Pro tento výpočet taky nebyl vytvořen žádný automatizovaný skript a bylo počítáno manuálně. Pro výpočet dechového objemu byla vybraná křivka průtoku plynu pro každý schod a tato křivka byla zintegrována Matlab funkcí trapz.

Posléze byly vytvořeny grafy závislostí normalizovaných parametrů na CDP. Konkrétně závislosti normalizovaných rozkmitů EIT dat, dechových objemů a tepové práce na středních tlacích v dýchacích cestách. Na základě vytvořených grafů však vidíme, že změna CDP se na změně dechového objemu téměř neprojevuje. Dodávané dechové objemy se mění minimálně v průběhu animálních experimentů. Největší citlivost na změnu středního tlaku v plicích má parametr tepové práce. Tento parametr je měřen

pomocí PV katétru zavedeného v levé komoře srdce a dopočítán prostřednictvím softwaru LabChart. Z toho vyplývá, že nastavení ventilátoru HFOV se bude nejvíce odvíjet od srdeční činnosti. Sledování tepové práce nebo srdečního výdeje se často při vysokofrekvenční oscilační ventilaci nesleduje, protože se jedná o velmi invazivní metodu, která je v klinické praxi dosti obtížná.

Z výsledků práce vyplývá, že není možné monitorovat dechové objemy pomocí elektrické impedanční tomografie při vysokofrekvenční oscilační ventilaci, protože ty se při průběhu experimentů znatelně neměnily a tím pádem nemůžeme ani odhadovat relativní poddajnost respiračního systému. Důvodem pravděpodobně je, že metoda měření impedance plic je nelineární a velmi citlivá na změnu tekutin v těle. Je zřejmé, že rozkmit EIT signálu odpovídá daleko více průběhu tepové práce, která však slouží spíše k hodnocení hemodynamiky a ne dechových objemů. Dechové objemy se u zdravých prasat téměř nemění a u prasat se syndromem ARDS nepatrně rostou v závislosti na CDP. Tyto malé změny se nám už potvrdily při laboratorním experimentu, kde se dechové objemy neměnily ani o 5 %.

6 Závěr

Diplomová práce se zabývá možností monitorování relativního dechového objemu při vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Cílem této diplomové práce bylo zjištění možností monitoringu průběhu vysokofrekvenční oscilační ventilace pomocí elektrické impedanční tomografie a ověření hypotéz, zda je možné určit relativní hodnotu dechového objemu, relativní poddajnost respiračního systému, a zda je možné odhadnout nastavení středního tlaku pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci.

V praktické části byla analyzována data z elektrické impedanční tomografie zaznamenaná během animálního experimentu. Celkem bylo zahrnuto do studie 16 měřených animálních subjektů, ze kterých bylo použito pro finální zpracování 13 subjektů. Byl vypočten rozkmit EIT dat z animálních experimentů v závislosti na CDP. Pro ověření závislosti rozkmitu EIT dat na CDP byly vytvořeny grafy i pro závislost hodnot dechových objemů a tepové práce na CDP, které byly naměřené jinými systémy.

Z výsledků této práce vyplývá, že dechový objem dodávaný vysokofrekvenčním oscilačním ventilátorem monitorovat pomocí elektrické impedanční tomografií nelze. Pokud tedy nemůžeme monitorovat dechové objemy, nemůžeme ani nic usuzovat o poddajnosti plic. Nicméně je pravděpodobně možné vidět omezení hemodynamiky v průběhu experimentů, a tudíž by elektrická impedanční tomografie mohla být dobrým vodítkem k nastavování distenzního tlaku. Při nastavování CDP by se musela kromě oxygenace navíc zohlednit i hemodynamika daného subjektu.

Seznam použité literatury

- [1] BERTOLINI, G., K. LEWANDOWSKI, J. BION, J. ROMAND, J VILLAR, A. THORSTEINSSON, P. DAMAS, A. ARMAGANIDIS, F. LEMAIRE, C. MINELLI, Ch. BRUN-BUISSON, L. BRAZZI a J. PIMENTEL. Epidemiology and outcome of acute lung injury in European intensive care units. *Intensive Care Medicine* [online]. 2004, **30**(1), 51–61. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-003-2022-6
- [2] RUBENFELD, Gordon D., Ellen CALDWELL, Eve PEABODY, Jim WEAVER, Diane P. MARTIN, Margaret NEFF, Eric J. STERN a Leonard D. HUDSON. Incidence and Outcomes of Acute Lung Injury. *New England Journal of Medicine* [online]. 2005, **353**(16), 1685–1693. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJMoa050333
- [3] GONZÁLEZ-PACHECO, Noelia, Manuel SÁNCHEZ-LUNA, Paz CHIMENTI-CAMACHO, Martín SANTOS-GONZÁLEZ, Paula PALAU-CONCEJO a Francisco TENDILLO-CORTIJO. Use of very low tidal volumes during high-frequency ventilation reduces ventilator lung injury. *Journal of Perinatology* [online]. 2019, **39**(5), 730–736. ISSN 0743-8346. Dostupné z: doi:10.1038/s41372-019-0338-5
- [4] ZANNIN, Emanuela, Maria Luisa VENTURA, Raffaele L. DELLACÀ, Miria NATILE, Paolo TAGLIABUE, Elizabeth J. PERKINS, Magdy SOURIAL, Risha BHATIA, Peter A. DARGAVILLE a David G. TINGAY. Optimal mean airway pressure during high-frequency oscillatory ventilation determined by measurement of respiratory system reactance. *Pediatric Research* [online]. 2014, **75**(4), 493–499. ISSN 15300447. Dostupné z: doi:10.1038/pr.2013.251
- [5] PILLOW, J Jane. Tidal volume, recruitment and compliance in HFOV: same principles, different frequency. *The European respiratory journal* [online]. 2012, **40**(2), 291–3. ISSN 1399-3003. Dostupné z: doi:10.1183/09031936.00020012
- [6] GAGNON, Hervé, Bartłomiej GRYCHTOL a Andy ADLER. A comparison framework for temporal image reconstructions in electrical impedance tomography. *Physiological Measurement* [online]. 2015, **36**(6), 1093–1107. ISSN 0967-3334. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/36/6/1093
- [7] RICHARD GRÜNES, Karel Roubík. ELEKTRICKÁ IMPEDANČNÍ TOMOGRAFIE A JEJÍ VYUŽITÍ V RESPIRAČNÍ PĚČI. *Lékař a Technika* [online]. 2008, **38.**, 42–48. Dostupné z: <http://en.fbmi.cvut.cz/files/predmety/317/protected/prednasky/stranky-z-lat12008webvcobalky.pdf>
- [8] LEONHARDT, Steffen a Burkhard LACHMANN. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? *Intensive Care Medicine* [online]. 2012, **38**(12), 1917–1929. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-012-2684-z
- [9] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 2. Praha: Maxdorf Jessenius, 2005. ISBN 80-7345-059-3.
- [10] BUI, Quoc Trung. *Zpětné nasávání CO2 do pacientského okruhu HFOV ventilátoru* [online]. B.m., 2016. České vysoké učení technické v Praze. Dostupné

z: <https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/67517/FBMI-BP-2016-Bui-Quoc Trung-prace.pdf?sequence=1>

- [11] HESS, Dean, Neil R. MACINTYRE, William F. GALVIN a Shelley C. MISHOE. *Respiratory care : principles and practice* [online]. 2017. ISBN 9781284050004. Dostupné z: <https://www.vitalsource.com/products/respiratory-care-principles-and-practice-dean-r-hess-v9781284099140>
- [12] SKLAR, Michael C., Eddy FAN a Ewan C. GOLIGHER. High-Frequency Oscillatory Ventilation in Adults With ARDS. *Chest* [online]. 2017, **152**(6), 1306–1317. ISSN 00123692. Dostupné z: doi:10.1016/j.chest.2017.06.025
- [13] CHAN, Kenneth P.W., Thomas E. STEWART a Sangeeta MEHTA. High-Frequency Oscillatory Ventilation for Adult Patients With ARDS. *Chest* [online]. 2007, **131**(6), 1907–1916. ISSN 00123692. Dostupné z: doi:10.1378/chest.06-1549
- [14] *fabian HFO - Acutronic Medical Systems* [online]. Dostupné z: <https://www.acutronic-medical.ch/products/fabian-hfo.html>
- [15] PILLOW, J Jane. High-frequency oscillatory ventilation: mechanisms of gas exchange and lung mechanics. *Critical care medicine* [online]. 2005, **33**(3 Suppl), S135-41. ISSN 0090-3493. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15753719>
- [16] LAVIOLA, Marianna, Jakub RAFL, Martin ROZANEK, Petr KUDRNA a Karel ROUBIK. Models of a PaO₂ Course during a Stepwise Change of Continuous Distending Pressure in HFOV. In: *2015 Second International Conference on Mathematics and Computers in Sciences and in Industry (MCSI)* [online]. B.m.: IEEE, 2015, s. 66–71. ISBN 978-1-4799-8673-6. Dostupné z: doi:10.1109/MCSI.2015.43
- [17] DRÄGER MEDICAL, GMHB. *PulmoVista 500, Elektrický impedanční tomograf. Návod k použití.* [online]. 2. 2010. Dostupné z: <http://ventilation.fbmi.cvut.cz/wp-content/uploads/2015/12/PulmoVista-500-manual-CZ.pdf>
- [18] FRERICHS, Inéz, Marcelo B P AMATO, Anton H VAN KAAM, David G TINGAY, Zhanqi ZHAO, Bartłomiej GRZYCHTOL, Marc BODENSTEIN, Hervé GAGNON, Stephan H BÖHM, Eckhard TESCHNER, Ola STENQVIST, Tommaso MAURI, Vinicius TORSANI, Luigi CAMPOROTA, Andreas SCHIBLER, Gerhard K WOLF, Diederik GOMMERS, Steffen LEONHARDT, Andy ADLER a TREND STUDY GROUP. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDY group. *Thorax* [online]. 2017, **72**(1), 83–93. ISSN 0040-6376. Dostupné z: doi:10.1136/thoraxjnl-2016-208357
- [19] ANZHELIKA, Kamkina. *Vliv středního tlaku vysokofrekvenční oscilační ventilace na tlak a objem levé srdeční komory* [online]. B.m., 2018. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/80716>
- [20] *Sensormedics 3100B High-Frequency Oscillatory Ventilator* [online]. Dostupné z: <http://www.usmed-equip.com/products/sensormedics-3100b-high-frequency-oscillatory-ventilator-adult-child.html>

- [21] *HAMILTON-G5 mechanical ventilator* / *Hamilton Medical* [online]. Dostupné z: <https://www.hamilton-medical.com/en/Products/Mechanical-ventilators/HAMILTON-G5.html>
- [22] *Dräger PulmoVista® 500* [online]. Dostupné z: https://www.draeger.com/cs_cz/Hospital/Products/Ventilation-and-Respiratory-Monitoring/ICU-Ventilation-and-Respiratory-Monitoring/PulmoVista-500
- [23] RÁFL, Jakub a Karel ROUBÍK. Poddajnost a rezistance v rigidních modelech respirační soustavy. *Lékař a Technika*. 2009, **39**(1), 32–38.
- [24] MANUAL, Operating. *NEONATAL RESPIRATION MONITORING Florian* [online]. Dostupné z: <https://yeec.com/uploadimages1/forum/2006-2/florian监护操作手册.pdf>

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Principiální schéma vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru, převzato z [10].	4
Obrázek 2.2: Poměr tlaků v dýchacích cestách při CMV a HFOV, převzato a upraveno z [13].	5
Obrázek 2.3: Model elektrické analogie buněčné stěny, převzato z [7].	7
Obrázek 2.4: Metoda Neighboring předvedena na kruhovém objemovém vodiči pro šestnáctisvodový systém, převzato z [7].	8
Obrázek 3.1: Animální subjekt během experimentu, převzato z [19].	11
Obrázek 3.2: HFOV SensorMedics 3100B, převzato z [20].	13
Obrázek 3.3: Konvenční ventilátor Hamilton G5, převzato z [21].	14
Obrázek 3.4: EIT Dräger PulmoVista 500, převzato z [22].	15
Obrázek 3.5: Sestava pro laboratorní experiment [autor].	18
Obrázek 3.6: Model plic o různých objemech a poddajnosti [autor].	18
Obrázek 3.7: Respirační monitor Acutronic Florian [14].	20
Obrázek 3.8: Průběh dynamické impedance před úpravou.	22
Obrázek 3.9: Průběh dynamické impedance po odstranění výpadků.	23
Obrázek 3.10: Odskočené části schodů v signále.	24
Obrázek 3.11: Rozdílnost tvarů schodů.	24
Obrázek 3.12: Výběr schodu pro výpočet kmitočtu.	25
Obrázek 3.13: Označení úseku pro výpočet kmitočtu.	25
Obrázek 3.14: Souřadnice jednotlivých schodů EIT dat.	26
Obrázek 3.15: Výběr křivky průtoku pro integraci.	27
Obrázek 4.1: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_1 .	29
Obrázek 4.2: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_2 .	30
Obrázek 4.3: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_3 .	31
Obrázek 4.4: Závislost dechového objemu na CDP při modelu plic o objemu V_4 .	32
Obrázek 4.5: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_32.	33
Obrázek 4.6: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_32 s ARDS.	34
Obrázek 4.7: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_32 s ARDS_2.	35
Obrázek 4.8: Závislost normalizovaných EIT dat na nastaveném CDP pro zdravá prasata.	36
Obrázek 4.9: Závislost normalizovaných EIT dat na nastaveném CDP pro prasata s ARDS.	36
Obrázek 4.10: Závislost normalizovaných dechových objemů na CDP pro zdravá prasata.	37
Obrázek 4.11: Závislost normalizovaných dechových objemů na CDP pro prasata s ARDS.	37
Obrázek 4.12: Závislost normalizované tepové práce na CDP pro zdravá prasata.	38
Obrázek 4.13: Závislost normalizované tepové práce na CDP pro prasata s ARDS.	38
Obrázek 4.14: Srovnání normalizovaných parametrů, pro zdravá prasata.	39

Obrázek 4.15: Srovnání normalizovaných parametrů pro prasata s ARDS.	39
Obrázek 0.1: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_59 s ARDS.	52
Obrázek 0.2: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_41	53
Obrázek 0.3: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_37.....	54
Obrázek 0.4: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_34.....	55
Obrázek 0.5: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_34 s ARDS	56
Obrázek 0.6: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_33.....	57
Obrázek 0.7: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_33 s ARDS.	58
Obrázek 0.8: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_26.....	59
Obrázek 0.9: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_26 s ARDS.	60
Obrázek 0.10: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_23.....	61
Obrázek 0.11: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_20.....	62
Obrázek 0.12: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_20 s ARDS.	63
Obrázek 0.13: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_03.....	64
Obrázek 0.14: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_01.....	65
Obrázek 0.15: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_01 s ARDS.	66
Obrázek 0.16: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_43 s ARDS.	67
Obrázek 0.17: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_29 s ARDS.	68
Obrázek 0.18: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_29 s ARDS_2.	69

Seznam tabulek

Tabulka 3.1: Odporů pro různé tkáně [17].	16
Tabulka 3.2: Přehled naměřených dat z animálních experimentů vhodných pro další analýzu.	21
Tabulka 4.1: Poddajnost a objemy rigidních modelů plic.	28
Tabulka 4.2: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_1 .	29
Tabulka 4.3: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_2 .	30
Tabulka 4.4: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_3 .	31
Tabulka 4.5: Naměřené dechové objemy HFOV při nastaveném CDP pro V_4 .	32
Tabulka 4.6: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_32.	33
Tabulka 4.7: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_32 s ARDS.	34
Tabulka 4.8: Vypočtený rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_32 s ARDS_2.	35
Tabulka 0.1: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_59 s ARDS.	52
Tabulka 0.2: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_41.	53
Tabulka 0.3: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_37.	54
Tabulka 0.4: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_34.	55
Tabulka 0.5: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_34 s ARDS.	56
Tabulka 0.6: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_33.	57
Tabulka 0.7: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_33 s ARDS.	58
Tabulka 0.8: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_26.	59
Tabulka 0.9: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_26 s ARDS.	60
Tabulka 0.10: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_23.	61
Tabulka 0.11: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_20.	62
Tabulka 0.12: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_20 s ARDS.	63
Tabulka 0.13: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_03.	64
Tabulka 0.14: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_01.	65
Tabulka 0.15: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_01 s ARDS.	66
Tabulka 0.16: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_43 s ARDS.	67
Tabulka 0.17: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_29 s ARDS.	68
Tabulka 0.18: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_43 s ARDS_2.	69

Seznam příloh

- Příloha A** Vyjádření odborné komise pro práci s pokusnými zvířaty
- Příloha B** Další výsledky animálních experimentů
- Příloha C** Obsah přiloženého CD

Příloha A: Vyjádření odborné komise pro práci s pokusnými zvířaty.

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

Děkanát - Kateřinská 32, 121 08 Praha 2



Vyjádření odborné komise pro práci s pokusnými zvířaty

Odborná komise Univerzity Karlovy v Praze, 1. lékařské fakulty projednala projekt pokusů – název projektu: „Vliv vysokofrekvenční oscilační ventilace na hemodynamické a metabolické parametry podmínkách experimentálního modelu ARDS.“ předložený MUDr. Mikulášem Mlčkem a vyslovila souhlas s použitím pokusných zvířat.

Doc. MUDr. Drahomíra Křenová, CSc.
předsedkyně odborné komise



V Praze : 27. března 2013

TELEFON
224 968 147

IČ
00216208

DIČ
CZ00216208

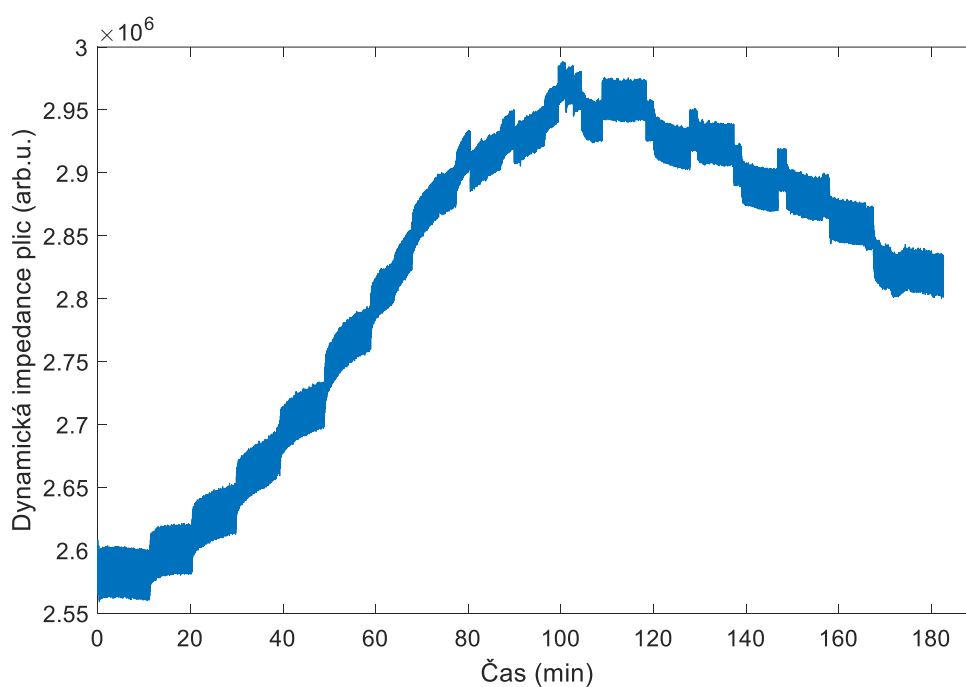
E-MAIL
drahomira.krenova@lf1.cuni.cz

Příloha B: Další výsledky animálních experimentů

Fig_59_Stairs_2 ARDS

Tabulka 0.1: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_59 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	4.1139e+04	18	12	3.4434e+04	36
2	4.0668e+04	20	13	3.3581e+04	30
3	4.1033e+04	22	14	3.3968e+04	28
4	4.1626e+04	24	15	3.4791e+04	26
5	3.9387e+04	26	16	3.4408e+04	24
6	3.7686e+04	28	17	3.5964e+04	22
7	3.6619e+04	30	18	3.5410e+04	20
8	3.4137e+04	32			
9	3.3749e+04	34			
10	3.2530e+04	36			
11	3.1637e+04	38			

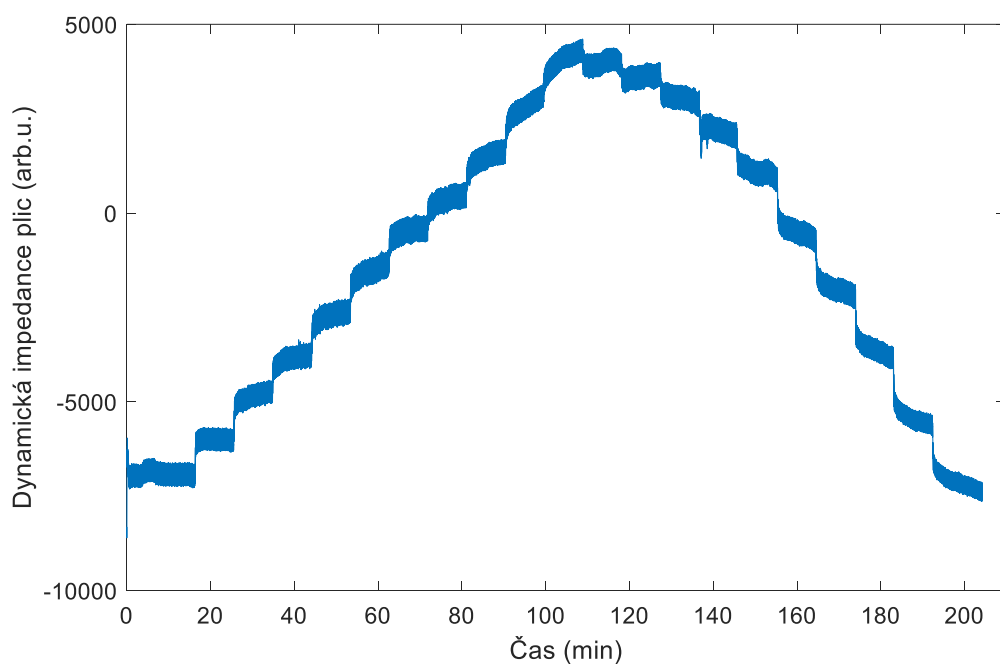


Obrázek 0.1: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_59 s ARDS.

Pig_41_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.2: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_41

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	634.4401	8	12	647.7679	26
2	609.8403	10	13	671.3834	24
3	608.4720	12	14	686.2886	22
4	629.1272	14	15	663.6948	20
5	683.0684	16	16	684.9506	18
6	779.9049	18	17	708.0495	16
7	698.0103	20	18	688.9288	14
8	695.4855	22	19	659.3767	12
9	684.6995	24	20	567.8246	10
10	680.4554	26	21	543.1325	8
11	646.9841	28			

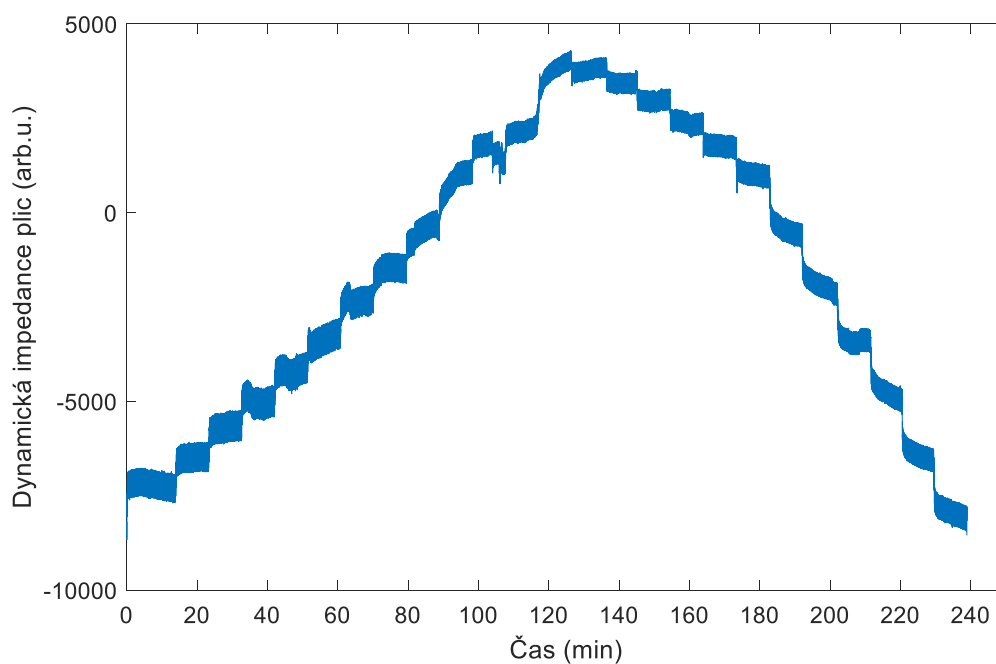


Obrázek 0.2: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_41

Pig_37_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.3: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_37.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	753.3823	8	14	535.3860	30
2	777.3077	10	15	535.7566	28
3	805.8963	12	16	575.6562	26
4	837.3128	14	17	580.4165	24
5	828.1520	16	18	607.3337	22
6	831.0122	18	19	619.1988	20
7	816.2928	20	20	623.6511	18
8	774.5561	22	21	623.5062	16
9	708.9344	24	22	612.9698	14
10	652.3571	26	23	630.1863	12
11	635.8698	28	24	628.9297	10
12	607.1067	30	25	671.8122	8
13	527.1318	32			

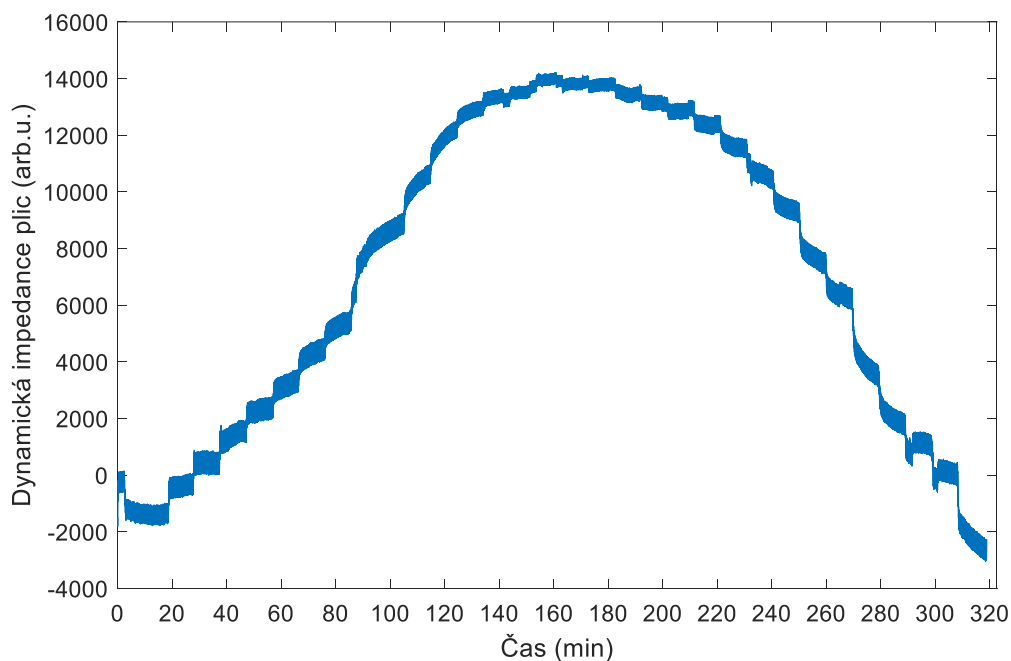


Obrázek 0.3: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_37.

Pig_34_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.4. Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_34.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	748.7789	8	17	457.2959	36
2	754.9428	10	18	486.9533	34
3	806.0710	12	19	519.1053	32
4	756.6958	14	20	558.9451	30
5	805.9390	16	21	609.5663	28
6	805.4319	18	22	660.1260	26
7	797.2536	20	23	698.8282	24
8	768.0980	22	24	730.6471	22
9	758.5087	24	25	779.4791	20
10	666.5115	26	26	789.0558	18
11	619.6375	28	27	838.3332	16
12	524.8145	30	28	782.8564	14
13	485.6652	32	29	761.5673	12
14	429.8366	34	30	776.3211	10
15	418.0443	36	31	807.4719	8
16	427.8857	38			

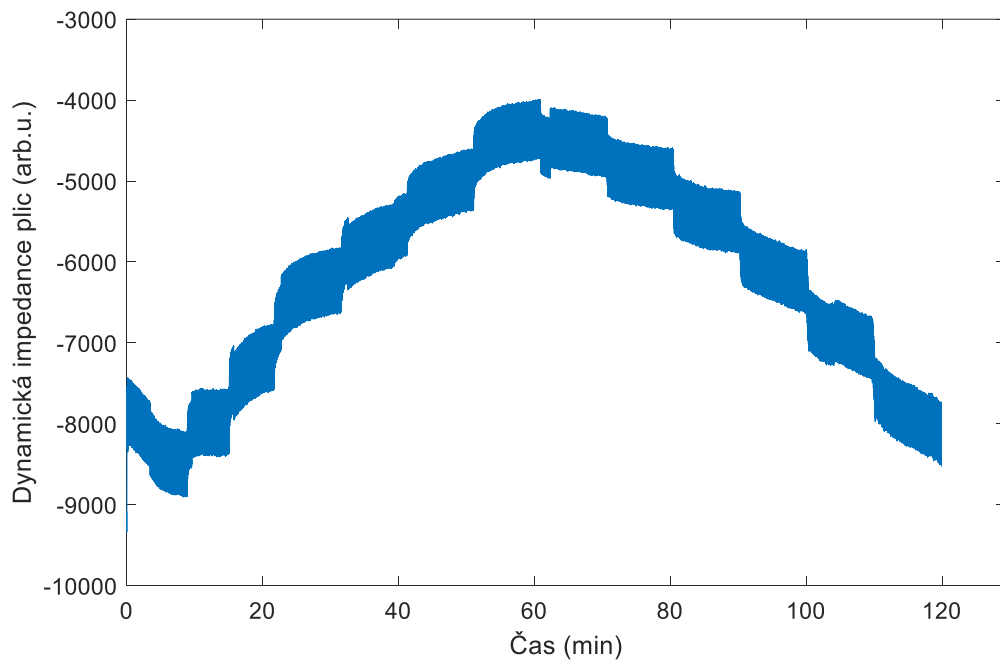


Obrázek 0.4: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_34.

Pig_34_Stairs_3 ARDS

Tabulka 0.5: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_34 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	822.1709	18	8	758.0028	28
2	835.8268	20	9	769.8206	26
3	840.9665	22	10	783.6218	24
4	840.6201	24	11	783.2608	22
5	808.3616	26	12	788.6253	20
6	796.9447	28	13	818.4688	18
7	758.0711	30			

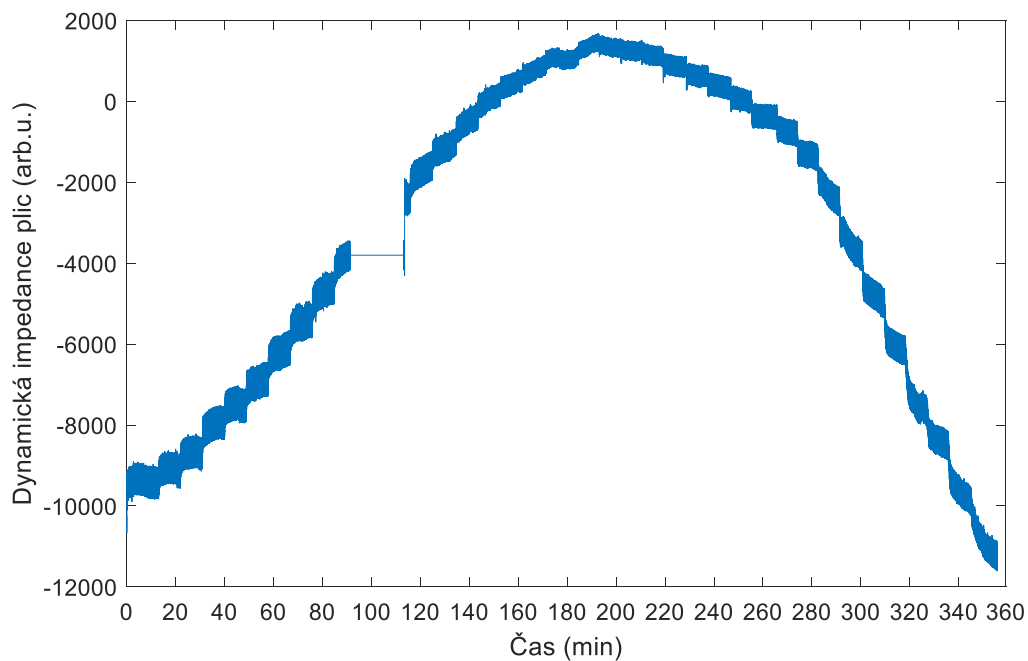


Obrázek 0.5: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_34 s ARDS

Pig_33_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.6: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_33.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	749.4057	8	19	470.0127	44
2	750.0121	10	20	464.9088	42
3	769.0099	12	21	486.8874	40
4	791.2509	14	22	500.5572	38
5	802.5083	16	23	536.2840	36
6	811.7155	18	24	558.2195	34
7	835.6641	20	25	547.8330	32
8	813.8429	22	26	605.7449	30
9	774.0156	24	27	629.4108	28
10	731.0885	26	28	675.9694	26
11	720.4444	28	29	731.7989	24
12	673.8122	30	30	725.5826	22
13	627.1312	32	31	769.2288	20
14	566.9404	34	32	750.8566	18
15	530.1031	36	33	746.8457	16
16	477.4211	38	34	740.8562	14
17	446.2692	40	35	716.0827	12
18	385.1688	42	36	726.1961	10

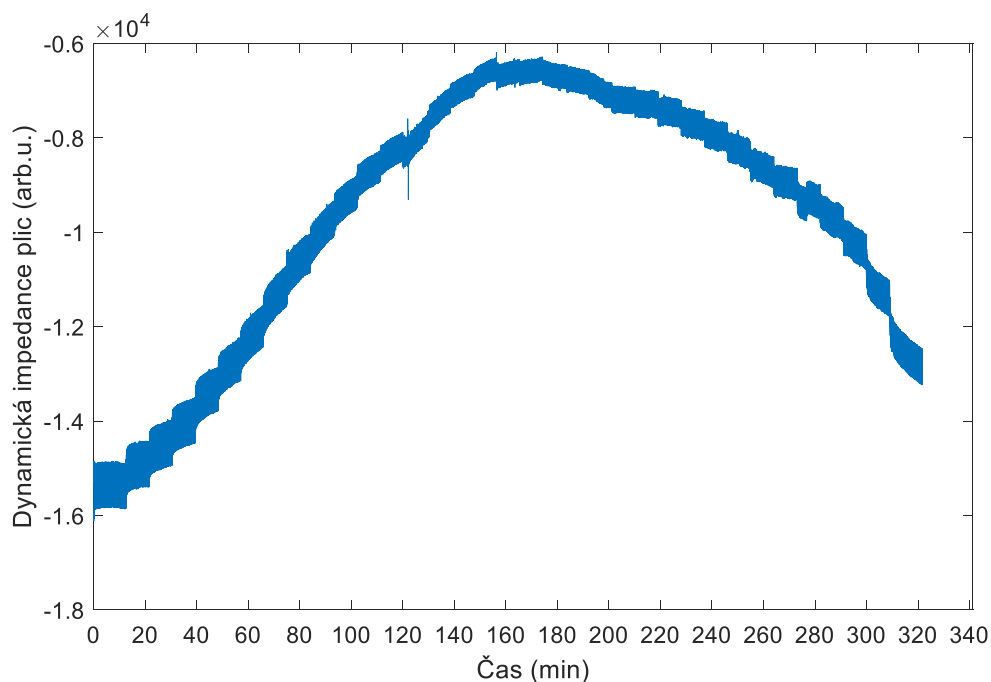


Obrázek 0.6: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_33.

Pig_33_Stairs_2 ARDS

Tabulka 0.7: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_33 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	959.9455	18	19	508.0742	50
2	954.4461	20	20	511.7735	48
3	949.4350	22	21	521.1476	46
4	941.3381	24	22	548.2438	44
5	911.2483	26	23	564.0173	42
6	859.5541	28	24	597.9184	40
7	868.5010	30	25	603.3947	38
8	846.3696	32	26	629.5297	36
9	817.2828	34	27	622.2412	34
10	748.0711	36	28	655.5594	32
11	689.3748	38	29	687.5262	30
12	642.4158	40	30	673.3900	28
13	596.6300	42	31	704.6622	26
14	551.7032	44	32	717.2087	24
15	518.5823	46	33	730.6818	22
16	498.1500	48	34	780.4258	20
17	467.9278	50	35	804.4329	18
18	486.3243	52	36	808.2026	16

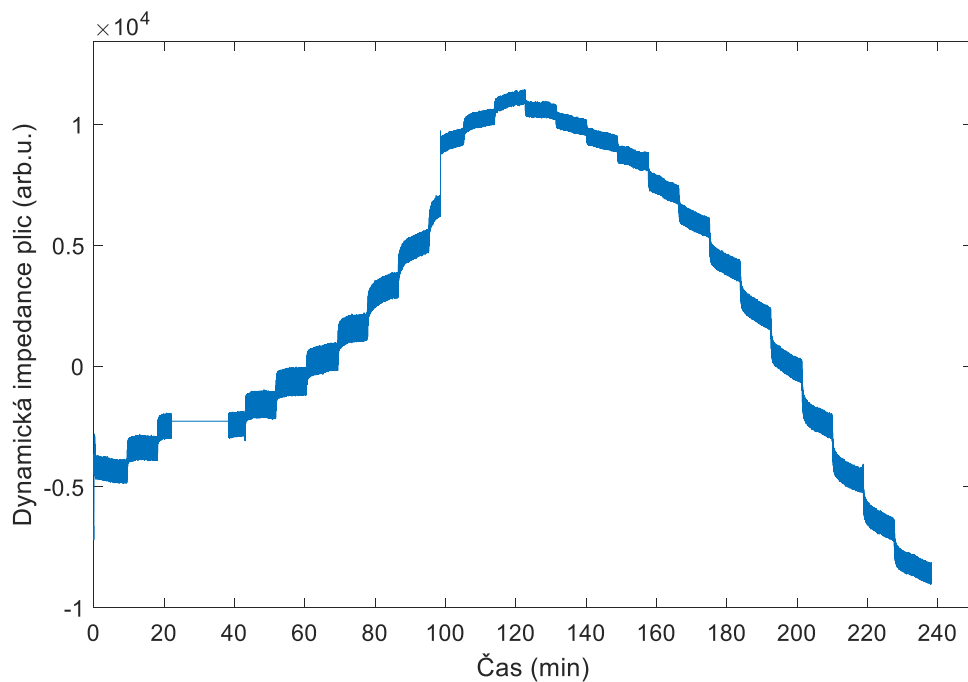


Obrázek 0.7: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_33 s ARDS.

Pig_26_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.8: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_26.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	966,7463	8	15	696.6764	32
2	1,03E+03	10	16	748.1167	30
3	1,02E+03	12	17	788.1495	28
4	1,12E+03	14,2	18	840.3724	26
5	1,16E+03	16,2	19	923.9379	24
6	1,17E+03	18,1	20	966.3186	22
7	1,12E+03	20,2	21	1.0028e+03	19,8
8	1,05E+03	22,4	22	1.0667e+03	17,9
9	997,4702	24,4	23	1.0562e+03	15,9
10	681,4987	26,5	24	969.3831	18,8
11	660,8159	28,5	25	949.2221	11,6
12	592,611	30,1			
13	632.2268	32,2			
14	654.6519	34,8			

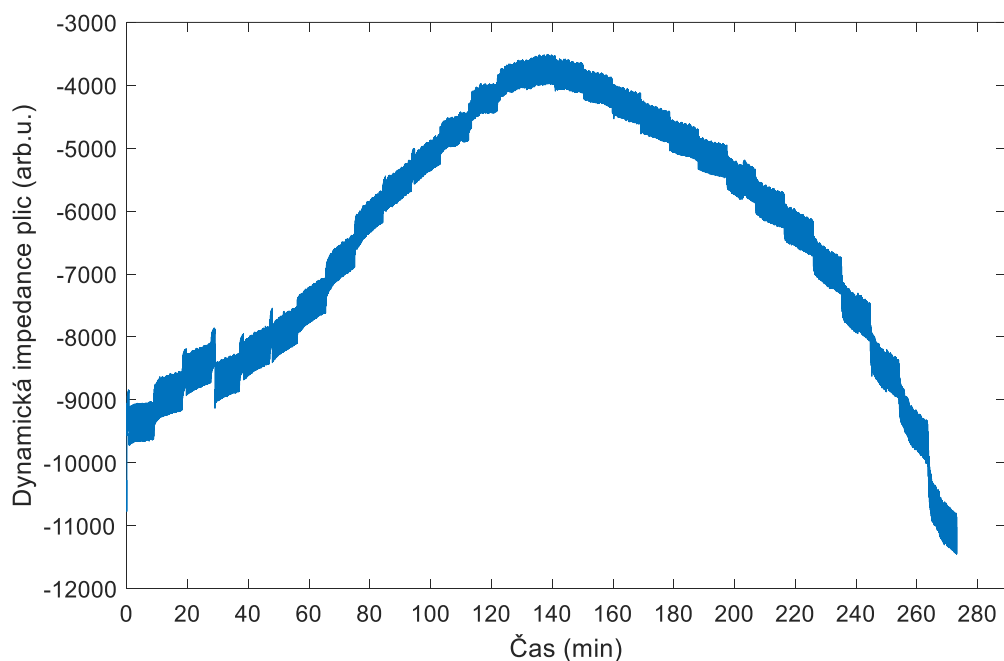


Obrázek 0.8: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_26.

Fig_26_Stairs_2 ARDS

Tabulka 0.9: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_26 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	604,8304	18	15	437,9927	42
2	634,7441	20	16	474,7480	44
3	632,787	22	17	491,5772	42
4	614,0514	24	18	505,2670	40
5	606,3565	26	19	499,7207	38
6	607,8367	28	20	534,2559	36
7	555,7628	30	21	532,0943	34
8	553,0254	32	22	562,3067	32
9	521,7383	34	23	577,1372	30
10	510,186	36	24	591,8232	28
11	484,4783	38	25	607,2939	26
12	461,7742	40	26	636,9023	24
13	468,4248	42	27	662,5834	22
14	449,3687	44	28	664,7794	20
			29	694,8341	18

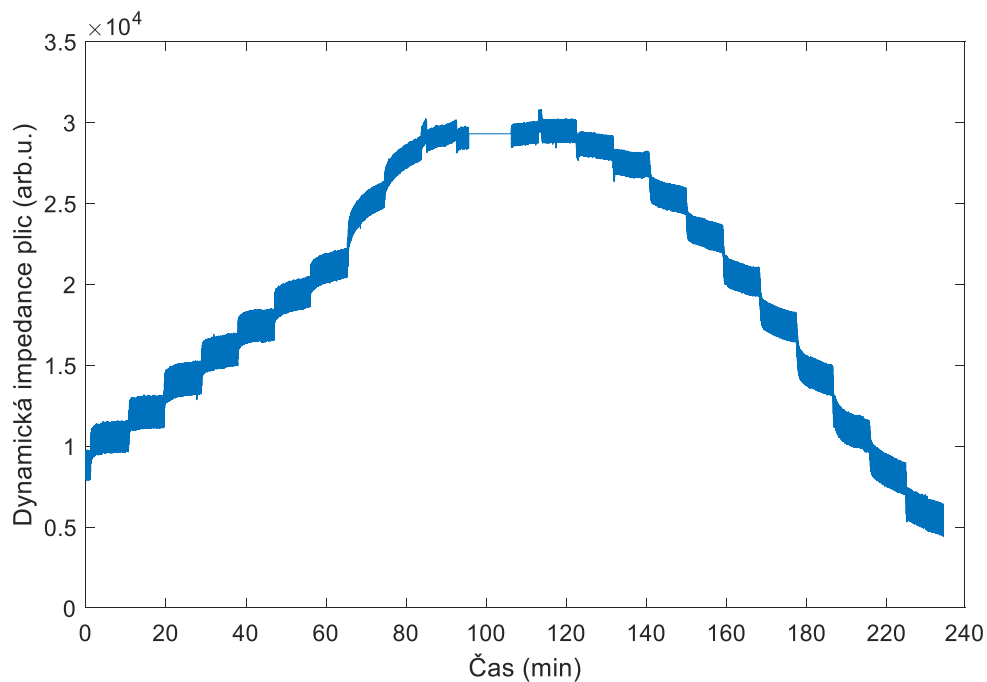


Obrázek 0.9: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_26 s ARDS.

Pig_23_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.10: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_23.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	1.9521e+03	8,2	13	1.5321e+03	30,6
2	2.0429e+03	10,4	14	1.5868e+03	28
3	2.0663e+03	12,4	15	1.7387e+03	26
4	2.0745e+03	14,4	16	1.7959e+03	24
5	1.9799e+03	16,4	17	1.7979e+03	22
6	1.9546e+03	18,3	18	1.9244e+03	20
7	1.8172e+03	20,4	19	1.9530e+03	17,5
8	1.6614e+03	22,8	20	2.0175e+03	16
9	1.5261e+03	25	21	2.0758e+03	14
10	1.2952e+03	28	22	2.0770e+03	12
11	1.3593e+03	30			
12	1.4554e+03	32,2			

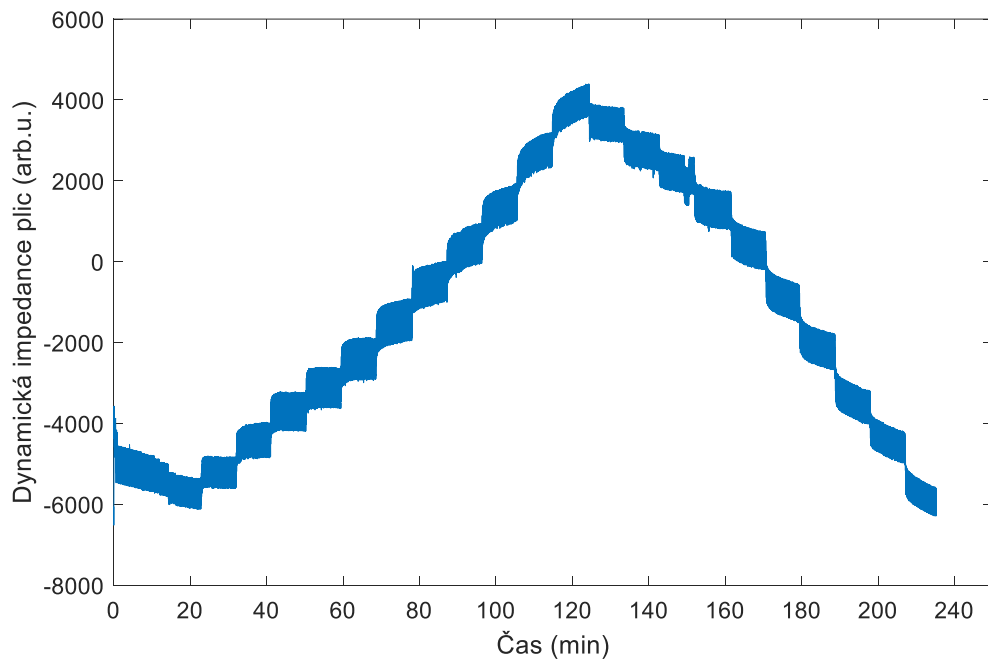


Obrázek 0.10: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_23.

Pig_20_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.11: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_20.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	926.1159	9,6	12	869.0510	27,5
2	779.6855	11,6	13	841.5180	25,5
3	774.5437	13,7	14	857.3313	23,4
4	871.1244	15,7	15	915.9964	22,5
5	956.7037	17,5	16	921.8202	21,5
6	1.0010e+03	19,7	17	942.0916	19,5
7	1.0326e+03	22	18	956.5933	17,5
8	1.0516e+03	23,9	19	950.8396	15,5
9	1.0072e+03	25,8	20	925.3307	13
10	1.0276e+03	28	21	840.9200	11
11	969.9821	30	22	803.5961	9
			23	766.1000	7

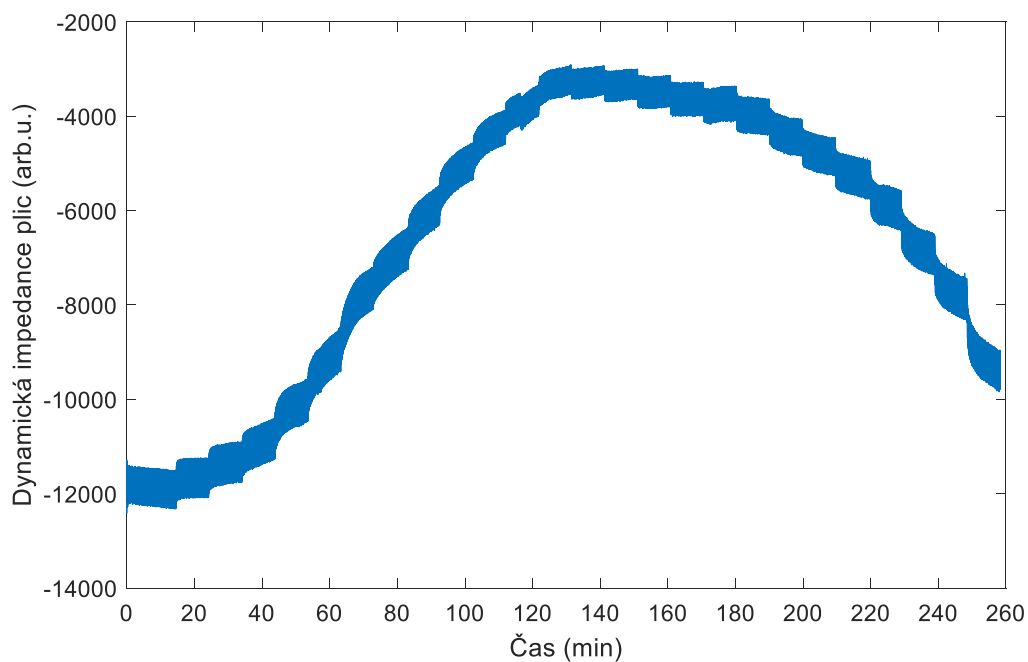


Obrázek 0.11: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_20.

Fig_20_Stairs_2 ARDS

Tabulka 0.12: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_20 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	840.5454	20	14	627.4867	42
2	842.9280	22	15	647.6719	40
3	863.1477	24	16	677.7281	38
4	899.8623	26	17	714.6077	36
5	942.9576	28	18	739.8672	34
6	913.1206	30	19	768.4612	32
7	936.8170	32	20	793.2863	30
8	926.0574	34	21	801.2993	28
9	875.1141	36	22	851.6470	26
10	825.1738	38	23	866.9416	24
11	745.9318	40	24	891.7796	22
12	671.2151	42	25	905.3849	20
13	624.1279	44	26	928.8998	18

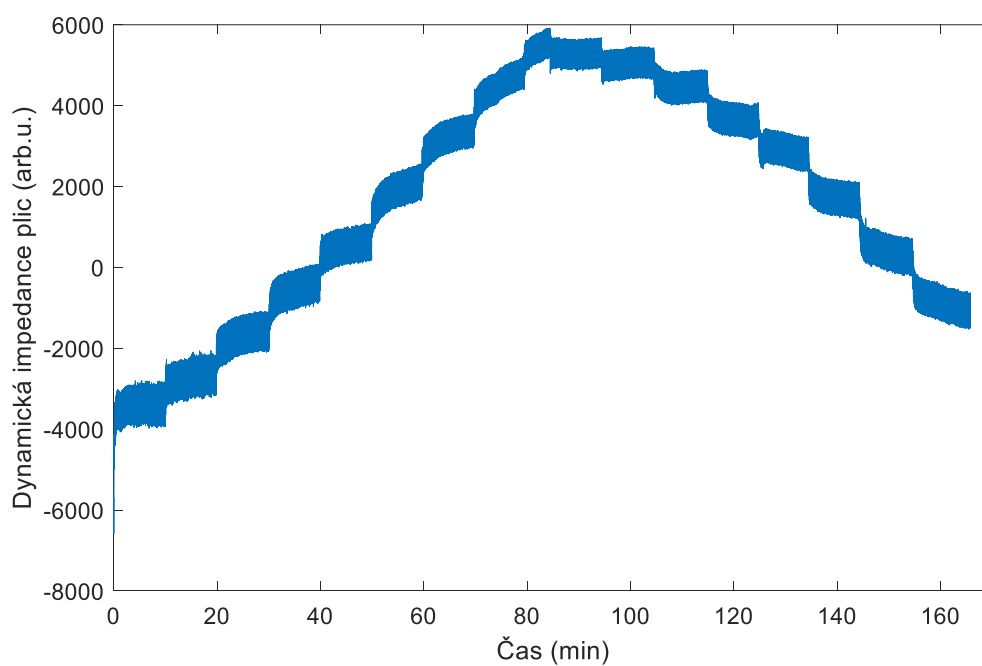


Obrázek 0.12: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_20 s ARDS.

Fig_03_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.13: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_03.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	1.1451e+03	12	10	768.7715	26
2	1.0365e+03	14	11	787.6377	24
3	990.1335	16	12	806.2728	22
4	971.4131	18	13	858.6428	20
5	955.0163	20	14	856.9548	18
6	902.8828	22	15	908.2759	16
7	869.0940	24	16	957.0145	14
8	815.8385	26	17	910.3174	12
9	815.2005	28			

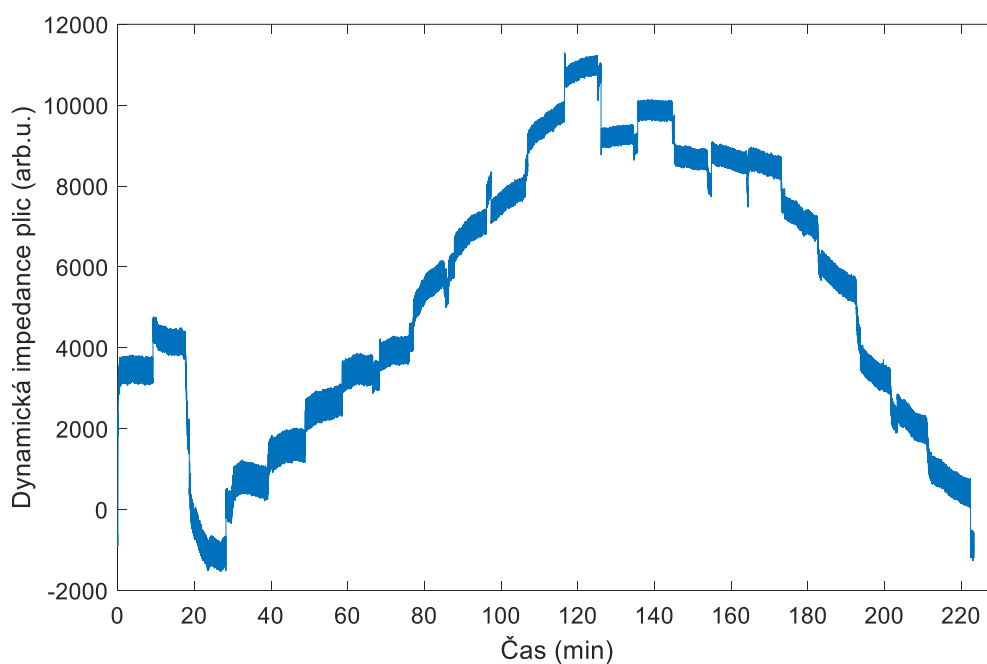


Obrázek 0.13: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_03.

Pig_01_Stairs_1 zdravé

Tabulka 0.14: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro zdravé prase_01.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	727.3030	10	12	480.0323	28
2	812.5668	12	13	504.9787	26
3	815.1315	14	14	532.3380	24
4	779.2721	16	15	538.8084	22
5	726.1791	18	16	569.4368	20
6	661.0391	20	17	589.9194	18
7	648.0919	22	18	621.2429	16
8	605.8631	24	19	641.6928	14
9	560.6604	26	20	685.6378	12
10	521.9725	28	21	710.5060	10
11	485.3569	30			

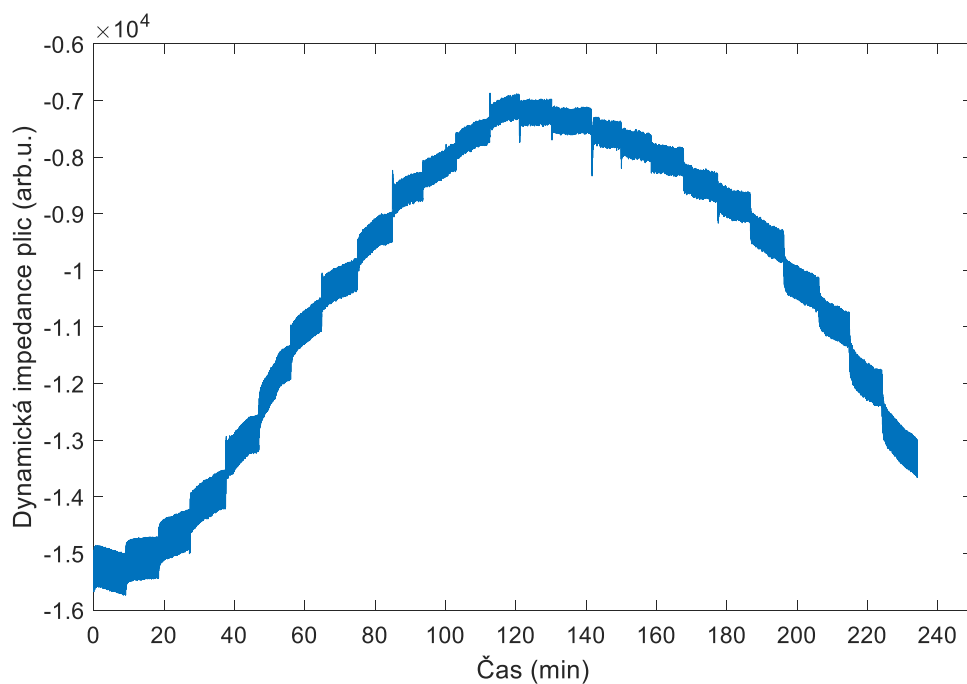


Obrázek 0.14: Průběh dynamické impedance v čase pro zdravé prase_01.

Fig_01_Stairs_4 ARDS

Tabulka 0.15: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_01 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	733.4770	16	14	434.7996	38
2	739.5963	18	15	455.2085	36
3	717.8149	20	16	466.0932	34
4	698.5204	22	17	478.2157	32
5	670.0466	24	18	497.8636	30
6	646.5821	26	19	519.0803	28
7	621.5049	28	20	526.0881	26
8	599.5323	30	21	576.3302	24
9	533.4815	32	22	580.5673	22
10	521.0923	34	23	625.5872	20
11	478.2712	36	24	652.3057	18
12	458.5801	38	25	688.3268	16
13	435.8152	40			

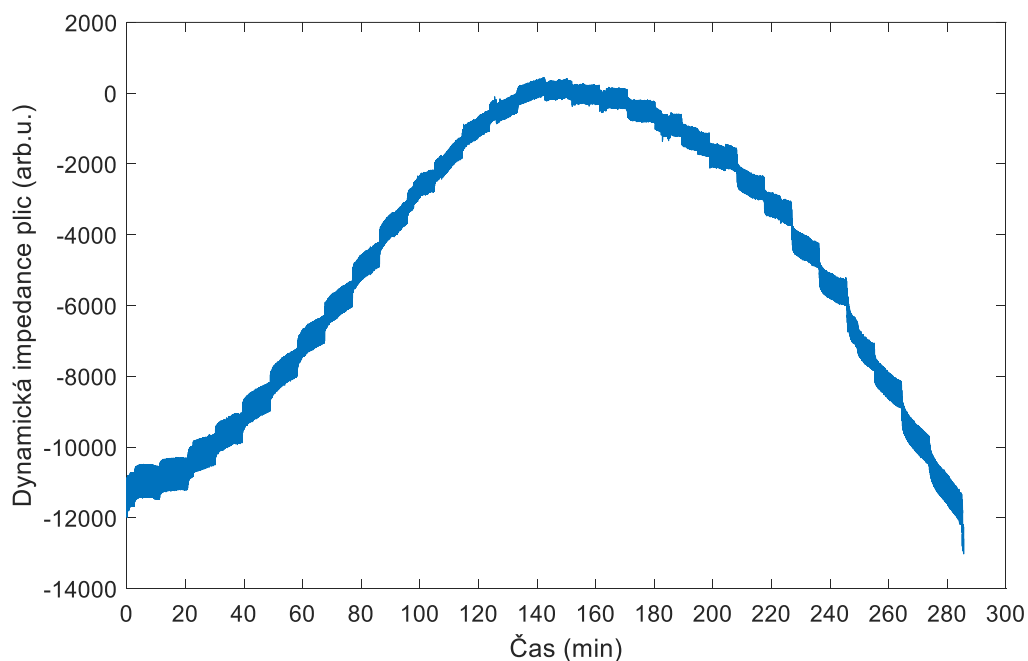


Obrázek 0.15: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_01 s ARDS.

Fig_43_Stairs_2 ARDS

Tabulka 0.16: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_43 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	949.1787	11	16	532.8432	37
2	911.7981	13	17	548.3014	35
3	880.4965	15	18	566.9494	33
4	849.8661	17	19	618.3721	31
5	827.7881	19	20	622.0908	29
6	825.2208	21	21	655.6447	27
7	798.0478	23	22	672.5932	25
8	773.6884	25	23	685.2718	23
9	727.0883	27	24	692.6656	21
10	726.5802	29	25	732.9299	19
11	629.2017	31	26	738.3246	17
12	659.4793	33	27	762.2348	15
13	634.5915	35	28	812.7925	13
14	561.2120	37	29	860.6398	11
15	539.7597	39	30	885.7024	9

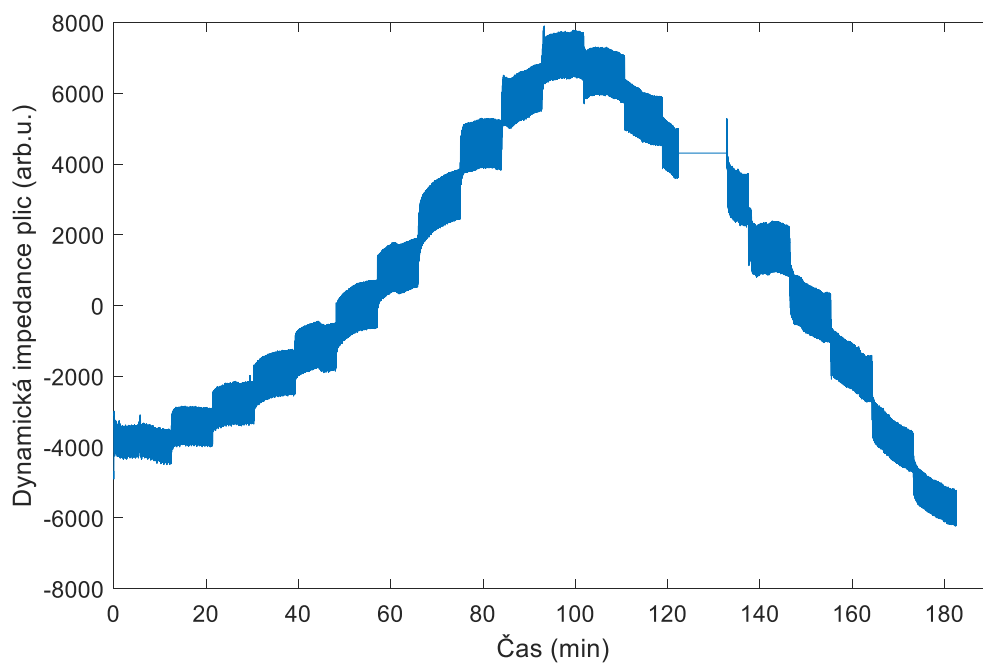


Obrázek 0.16: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_43 s ARDS.

Fig_29_Stairs_2 ARDS

Tabulka 0.17: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_29 s ARDS.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	961.7867	10	11	1.3576e+03	26
2	1.0621e+03	12	12	1.3512e+03	24
3	1.2123e+03	14	13	1.3927e+03	22
4	1.2629e+03	16	14	1.4736e+03	20
5	1.3629e+03	18	15	1.4452e+03	18
6	1.3613e+03	20	16	1.4097e+03	16
7	1.4042e+03	22	17	1.3063e+03	14
8	1.4172e+03	24	18	1.2028e+03	12
9	1.3951e+03	26	19	1.0292e+03	10
10	1.3411e+03	28			

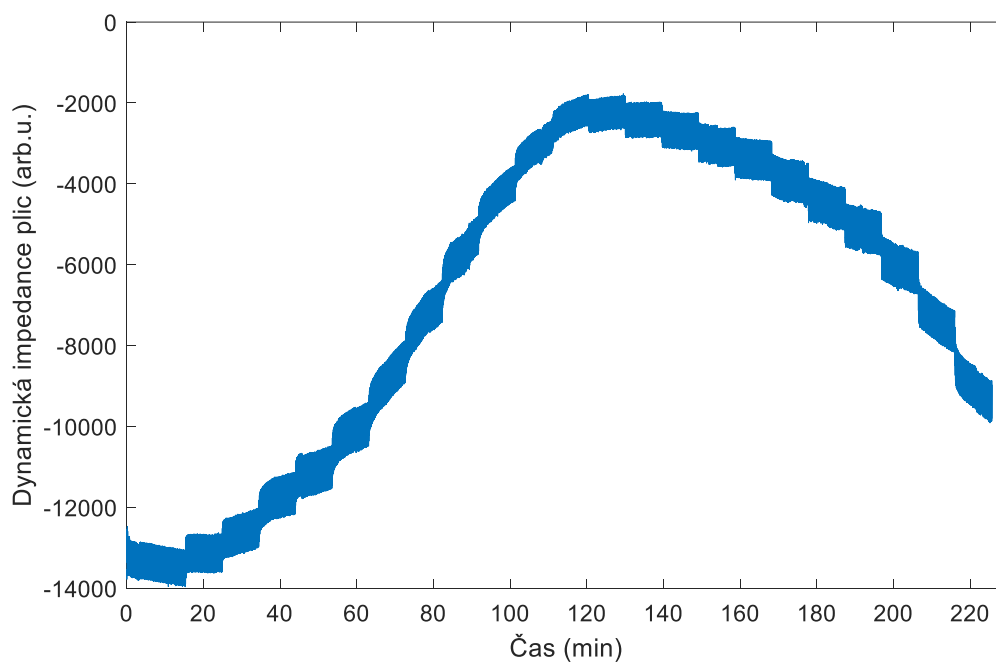


Obrázek 0.17: Průběh dynamické impedance v čase pro prase_29 s ARDS.

Fig_29_Stairs_3 ARDS

Tabulka 0.18: Vypočítaný rozkmit z EIT dat a přiřazené CDP pro prase_43 s ARDS_2.

Schod	Rozkmit	CDP	Schod	Rozkmit	CDP
1	928.5240	16	13	811.2234	36
2	946.5735	18	14	854.3737	34
3	985.8240	20	15	909.7961	32
4	1.0216e+03	22	16	959.3305	30
5	1.0464e+03	24	17	983.4302	28
6	1.0966e+03	26	18	1.0372e+03	26
7	1.0627e+03	28	19	1.0730e+03	24
8	1.0184e+03	30	20	1.0912e+03	22
9	932.1943	32	21	1.0609e+03	20
10	863.2851	34	22	1.0687e+03	18
11	791.3293	36	23	1.0572e+03	16
12	763.2274	38			



Obrázek 0.18. Průběh dynamické impedance v čase pro prase_29 s ARDS_2.

Příloha C: Obsah přiloženého CD

- klíčová slova (čj i aj)
- abstrakt česky
- abstrakt anglicky
- naskenované zadání diplomové práce
- kompletní diplomová práce