

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

Katedra biomedicínské techniky

Vyhodnocování nehomogenity plicní ventilace pomocí EIT

Evaluation of ventilation inhomogeneity using EIT

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Marek Langer

Vedoucí diplomové práce: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Kladno 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Langer** Jméno: **Marek** Osobní číslo: **422922**
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:

Vyhodnocování nehomogenity plicní ventilace pomocí EIT

Název diplomové práce anglicky:

Evaluation of ventilation inhomogeneity using EIT

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte algoritmy pro zpracování dat z elektrické impedanční tomografie (EIT) pro hodnocení změn regionální ventilace plic. Algoritmy pilotně vyhodnoťte a otestujte na datech EIT pacientů při umělé plicní ventilaci.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Leonhardt S, Lachmann B, Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?, Intensive Care Medicine, ročník 38, číslo 12, 2012
[2] A. Adler, M. B. Amato, J. H. Arnold, R. Bayford, M. Bodenstein, S. H. Böhm, B. H. Brown, I. Frerichs, O. Stenqvist, et al. , Whither lung EIT: Where are we, where do we want to go and what do we need to get there? , Physiological Measurement, ročník 33, číslo 5, 2012, 679-694 s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

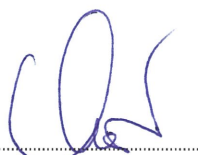
prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

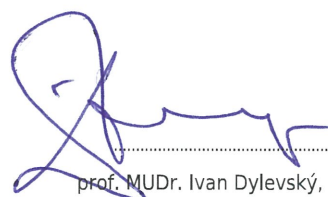
MUDr. Aleš Rára

Datum zadání diplomové práce: **04.03.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2019**



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 **Vyhodnocování nehomogenity plicní ventilace pomocí EIT** 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 16. května 2019

.....

Bc. Marek Langer

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce prof. Ing. Karlu Roubíkovi, Ph.D., za jeho věcné rady a připomínky, které byly velmi důležité k dokončení této práce. Poděkování bych chtěl taktéž vyjádřit panu MUDr. Alešovi Rárovi a kolektivu z Kliniky anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny, Ústřední vojenské nemocnice v Praze, kteří zaštiťovali experimenty a sběr dat, bez kterých by se tato práce neobešla. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat mé rodině, která mě soustavně podporovala nejen během mých studií.

Tato práce byla podpořena grantem SGS17/026/OHK4/3T/17.

Název diplomové práce

Vyhodnocování nehomogenity plicní ventilace pomocí EIT

Abstrakt

Systém elektrické impedanční tomografie (EIT) je přístroj pro neinvazivní a kontinuální monitorování plicní ventilace a perfúze. Naměřená EIT data lze velmi těžko interpretovat, ale stále se objevují nové přístupy a metody jejich zpracování. Tato práce je rozdělena na dva hlavní cíle. Prvním cílem je navrhnout a implementovat algoritmy pro hodnocení změn regionální plicní ventilace. Dále pak otestovat sestavené algoritmy na EIT datech pacientů. Součástí prvního cíle je taktéž určit, zda-li jsou stanovené parametry regionální plicní ventilace ovlivněny změnou hodnoty baseline snímku. Druhý cíl této práce je zjistit, jakým způsobem může manuální změna baseline snímku EIT souboru ovlivnit rekonstruovanou křivku změn relativní impedance. Byly implementovány algoritmy pro výpočet změn regionální plicní ventilace, které byly následně otestovány na EIT datech pacientů. Výsledky ukázaly statisticky i klinicky významné rozdíly vypočtených hodnot všech studovaných parametrů mezi EIT datovými soubory s rozdílnou hodnotou baseline snímku. Výsledky dále ukázaly, že manuální změny hodnoty baseline EIT souboru silně ovlivňují křivku změn relativní impedance a hodnotu relativní impedance variačního snímku. Z tohoto důvodu je potřeba zvážit, jestli je manuální změna baseline snímku opravdu nezbytná.

Klíčová slova

Elektrická impedanční tomografie, regionální plicní ventilace, baseline snímek, TV snímek

Master's Thesis title

Evaluation of ventilation inhomogeneity using EIT

Abstract

Electrical impedance tomography (EIT) is a device for non-invasive and continuous monitoring of the lung ventilation and perfusion. It is very difficult to interpret EIT data measurements but new approaches and methods for their evaluation have been developed. There are two main objectives for this work. First, to design and implement algorithms for evaluation of inhomogeneity of the regional lung ventilation. Then, to test the algorithms with the patient's EIT dataset. First aim also includes to determine if the parameters of regional lung ventilation are affected by differences of baseline frame setting. Secondaly, to determine how the baseline frame setting of the EIT dataset might affect the reconstructed changes of relative impedance waveform. The algorithms for calculation of paramaters that describe the inhomogeneity of the regional lung ventilation were implemented and patient's EIT dataset were evaluated. The results showed that there are statistically and clinically significant differences in evaluated values of all studied parameters when the baseline frame of the EIT dataset was set manually. Then, results showed that changes of the baseline EIT datasets can strongly affect relative impedance waveform and the value of relative impedance of the tidal variation image. Therefore, it is essential to consider whether the changing of values of the baseline frame is truly necessary.

Keywords

Electrical impedance tomography, regional lung ventilation, baseline frame, TV image

Obsah

Poznámky k používaným jednotkám	9
Seznam používaných symbolů a zkratek	10
1 Úvod	11
1.1 Fyzikální princip EIT	12
1.2 Princip měření pomocí systému EIT	13
1.3 EIT systém PulmoVista 500	14
1.4 Oblasti zájmu	16
1.4.1 Funkční ROI založená na směrodatné odchylce	16
1.4.2 Funkční ROI založená na lineárním regresním koeficientu . . .	17
1.5 Regionální plicní charakteristiky	17
1.6 Regionální časové konstanty	18
1.7 Index globální nehomogenity plic	19
1.8 Centrum ventilace	19
1.9 Cíle práce	20
2 Předzpracování naměřených dat	21
2.1 Referenční snímek	21
2.2 Rekonstrukce křivky relativní impedance	22
3 Parametry regionální plicní ventilace	24
3.1 Metody	24
3.1.1 Popis studované skupiny	24
3.1.2 Protokol studie	24
3.1.3 Měření pomocí systému EIT	25
3.1.4 Rozdělení naměřeného signálu	25
3.1.5 Variační snímek	26
3.1.6 Segmentace funkční oblasti plic	27
3.1.7 Procentuální zastoupení ROI	28
3.1.8 Určení regionálních plicních charakteristik	29
3.1.9 Určení regionálních časových konstant	30
3.1.10 Určení momentu setrvačnosti	31
3.1.11 Určení indexu globální nehomogenity plic	32
3.1.12 Statistické vyhodnocení	33
3.2 Výsledky	33
3.2.1 TV snímky a procentuální zastoupení ventilace	33
3.2.2 Moment setrvačnosti	38
3.2.3 Regionální plicní charakteristiky	39

3.2.4	Regionální časové konstanty	42
3.3	Diskuze	43
4	Vliv baseline snímku na EIT záznam	47
4.1	Metody	47
4.1.1	Změna baseline snímku EIT záznamu	47
4.1.2	Závislost TV snímků na hodnotě baseline snímku	47
4.1.3	Regionální a globální křivka relativní impedance	48
4.2	Výsledky	49
4.3	Diskuze	51
5	Závěr	54
	Reference	55
	Seznam příloh	58
	Příloha A: Obsah CD	59

Poznámky k používaným jednotkám

Označení litrů je v této práci realizováno symbolem „L”, který je používán v anglosaské literatuře a preferován v zahraniční literatuře v oblasti respirační péče. Symbol „l” (malé písmeno L) lze snadno zaměnit za 1 (číslici jedna), což snižuje čitelnost textu a nebezpečí nechtěné záměny.

V této práci je pro fyzikální veličinu tlak zavedena jednotka cmH_2O , která je běžně používaná v oblasti respirační péče.

Seznam používaných symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam	Meaning
CoG	%	centrum gravitace	<i>center of gravity</i>
CoV	%	centrum ventilace	<i>center of ventilation</i>
C	$L \cdot \text{cmH}_2\text{O}$	poddajnost respiračního systému	<i>compliance of the respiratory system</i>
ΔZ	–	změna relativní impedance	<i>relative impedance changes</i>
ΔZ_{norm}	–	normalizované změny relativní impedance	<i>normalized changes of relative impedance</i>
$EELI$	–	relativní impedance na konci výdechu	<i>end-expiratory lung impedance</i>
$EILI$	–	relativní impedance na konci nádechu	<i>end-inspiratory lung impedance</i>
f	Hz	frekvence	<i>frequency</i>
f_s	Hz	vzorkovací frekvence	<i>sampling frequency</i>
FRC	L	funkční reziduální kapacita	<i>functional residual capacity</i>
g_{dat}	–	vektor vstupních napětí	<i>vector of input voltages</i>
g_n	–	vektor normalizovaných napětí	<i>vector of normalized voltages</i>
g_{ref}	–	vektor referenčních napětí	<i>vector of reference voltages</i>
GI	–	index globální nehomogenity plic	<i>global inhomogeneity index</i>
k	–	lineární regresní koeficient	<i>linear regression coefficient</i>
M	–	moment setrvačnosti	<i>moment of inertia</i>
$PEEP$	cmH_2O	pozitivní tlak na konci výdechu	<i>positive end-expiratory pressure</i>
r	–	vzdálenost pixelu od centra gravitace	<i>distance of pixel to center of gravity</i>
R	$\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$	odpor respiračního systému	<i>resistance of the respiratory system</i>
R^2	–	koeficient determinace	<i>coefficient of determination</i>
SD	–	směrodatná odchylka	<i>standard deviation</i>
t	s	čas	<i>time</i>
th	–	prahová hodnota	<i>threshold</i>
τ	s	regionální časová konstanta	<i>regional time constant</i>
τ_{global}	s	globální časová konstanta	<i>global time constant</i>

Seznam zkratk

Zkratka	Význam	Meaning
aEIT	absolutní impedanční tomografie	<i>absolute impedance tomography</i>
ARDS	syndrom akutní dechové tísně	<i>acute respiratory distress syndrome</i>
AU	libovolná jednotka	<i>arbitrary unit</i>
COPD	chronická obstrukční plicní nemoc	<i>chronic obstructive pulmonary disease</i>
CT	výpočetní tomografie	<i>computed tomography</i>
EIT	elektrická impedanční tomografie	<i>electrical impedance tomography</i>
fEIT	funkční impedanční tomografie	<i>functional impedance tomography</i>
FEM	metoda konečných prvků	<i>finite element method</i>
RFCh	regionální plnicí charakteristiky	<i>regional filling characteristics</i>
ROI	oblast zájmu	<i>region of interest</i>
TV	variační snímek	<i>tidal variation image</i>

1 Úvod

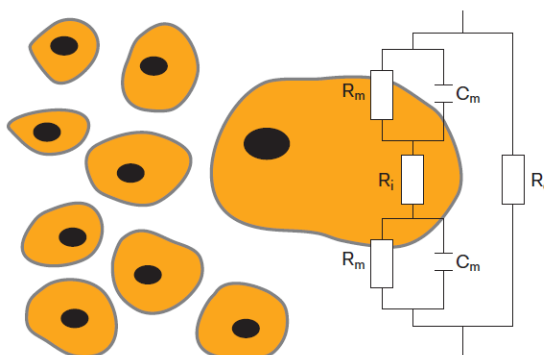
V posledních několika letech se ukazuje, že se systém elektrické impedanční tomografie (EIT – electrical impedance tomography) jeví jako významná zobrazovací metoda k hodnocení plicní ventilace v klinické praxi. Systém EIT nabízí bezpečné a dlouhodobé monitorování plicní ventilace přímo u lůžka pacienta. Nejnovější poznatky ukazují, že systém EIT má potenciál nahradit konvenční zobrazovací metody, jako například výpočetní tomografii (CT – computed tomography), zejména v oblasti monitorování plicní ventilace a perfúze [1, 2]. Mezi nesporné výhody EIT patří především absence ionizujícího záření během vyšetření a možnost dlouhotrvajícího kontinuálního měření přímo u lůžka pacienta.

Systém EIT se prozatím využívá zejména jako experimentální nástroj pro hodnocení funkčnosti plic. Studie ukazují, že pomocí EIT lze hodnotit funkce plic v jednotlivých regionálních oblastech zájmu (ROI – region of interest) [3]. V poslední době se lze setkat s přístupy, ve kterých se EIT využívá k optimalizaci pozitivního tlaku na konci výdechu (*PEEP* – positive end-expiratory pressure) [4, 5] a k hodnocení úrovně poškození plic při bronchopulmonální dysplázii [6]. Nové přístupy taktéž ukazují, že je možné systém EIT využít v oblasti neonatologie při hodnocení vývoje plicní tkáně novorozence [7].

EIT přináší do oblasti respirační péče nové metody a možnosti pro monitorování a hodnocení distribuce plicní ventilace a perfúze [1]. V současnosti je stále obtížné data z EIT interpretovat, což přináší nové možnosti k přístupu jejich vyhodnocování.

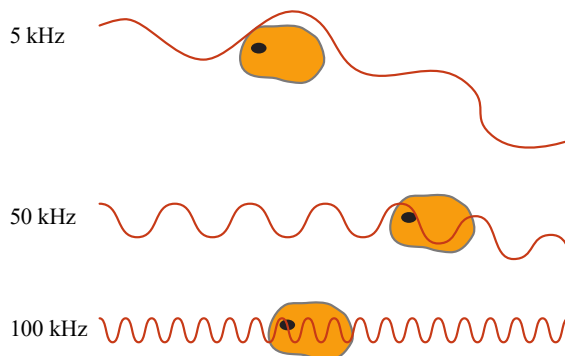
1.1 Fyzikální princip EIT

Fyzikální princip elektrické impedanční tomografie je založen na průchodu střídavého elektrického proudu biologickou tkání. Elektrický proud se tkání může šířit extracelulárním nebo intracelulárním prostorem. Oba tyto prostory vykazují podobné vodivostní vlastnosti díky přítomnosti velkého množství iontů. Buněčná stěna se naopak díky přítomnosti fosfolipidové membrány chová jako izolant. Elektrický model buňky na Obrázku 1.1 znázorňuje, že buněčnou membránu lze nahradit paralelní kombinací rezistoru a kondenzátoru. Průchod proudu skze buněčnou membránu je tedy frekvenčně závislý [1, 8].



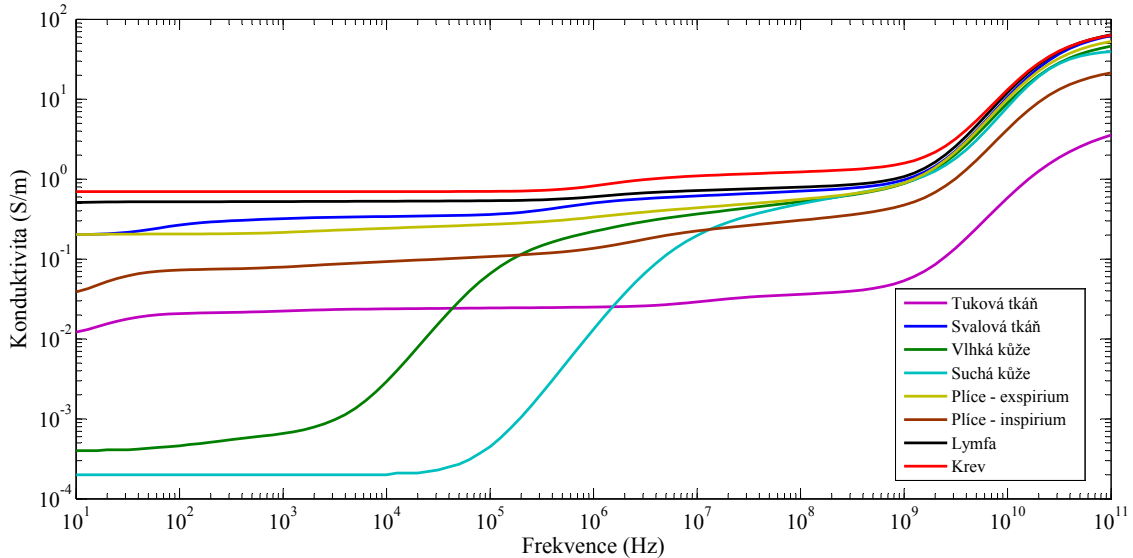
Obrázek 1.1: Schéma elektrické analogie extracelulárního prostoru, intracelulárního prostoru a buněčné membrány. R_i – odpor intracelulární tekutiny, R_e – odpor extracelulární tekutiny, R_m – odpor buněčné membrány, C_m – kapacita buněčné membrány. Převzato z [8].

Při průchodu střídavého proudu s nízkou frekvencí se proud šíří pouze extracelulární tekutinou a do buňky nepronikne (nastává při aplikaci elektrického proudu s frekvencí přibližně okolo ($f = 5$ kHz)). Naopak při aplikaci střídavého elektrického proudu s vyšší frekvencí ($f = 100$ kHz) teče proud skrz buňky, což je znázorněno na Obrázku 1.2[8].



Obrázek 1.2: Ukázka průchodu střídavého elektrického proudu skrz buněčnou membránu v závislosti na zvolené frekvenci proudu. Nahoře – $f = 5$ kHz, uprostřed – $f = 50$ kHz, dole – $f = 100$ kHz. Převzato z [8].

Každá tkáň lidského těla je charakterizována konduktivitou (převrácená hodnota rezistivity prostředí), která popisuje prostředí z hlediska schopnosti vést elektrický proud. Hodnota konduktivity je závislá na frekvenci aplikovaného elektrického střídavého proudu a je specifická pro každou tkáň (viz Obrázek 1.3) [9, 10].



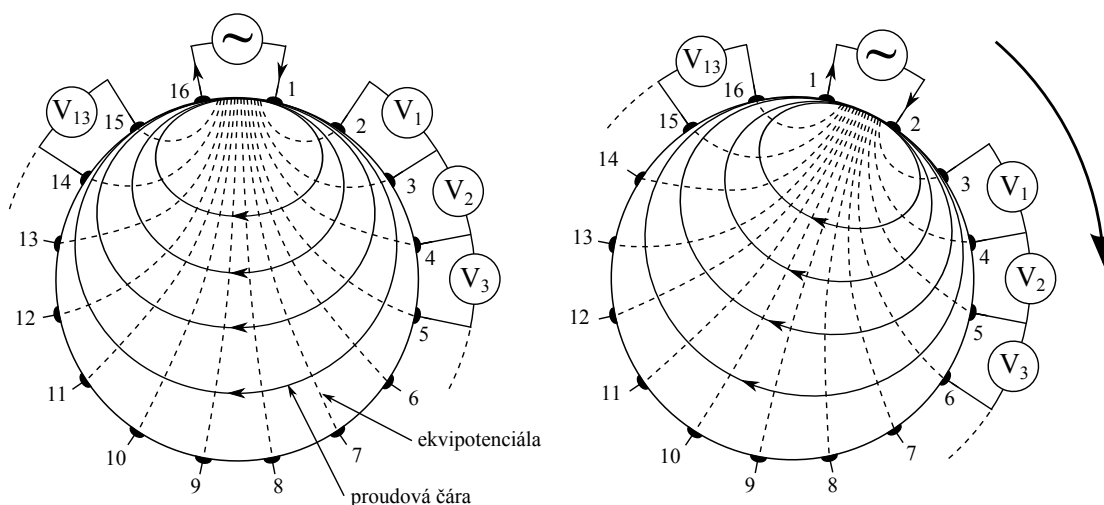
Obrázek 1.3: Závislost konduktivity na zvolené frekvenci aplikovaného střídavého proudu pro různé typy tkání. Převzato z [10].

Jak je vidět na Obrázku 1.3, elektrická konduktivita plicní tkáně silně závisí na objemu vzduchu v plicích. S rostoucím objemem vzduchu v plicích se alveoly rozpínají do všech stran, jejich stěny se ztenčují a konduktivita tkáně klesá. Při výdechu se naopak plocha alveolární tkáně zvětšuje a hodnota konduktivity stoupá, čehož využívá systém elektrické impedanční tomografie.

1.2 Princip měření pomocí systému EIT

Cílem elektrické impedanční tomografie je zobrazit rozložení konduktivity uvnitř objemového nehomogenního vodiče. Toho lze docílit umístěním elektrod po obvodu tohoto vodiče.

Pro měření konduktivity uvnitř hrudního koše se nejčastěji využívá tzv. metoda sousedních elektrod (Neighboring). Jedná se o systém 16 elektrod, které jsou umístěny po obvodu hrudního koše měřeného subjektu (viz Obrázek 1.4). Tyto elektrody zastávají jak funkci zdroje impulsu elektrického proudu, tak funkci měřící. V tomto systému jsou vždy využity 2 elektrody jako aplikátory střídavého proudu. Zbýlých 14 elektrod plní měřící funkci. Při jednom takovém měření je naměřeno 13 napěťových hodnot. Následně se zdroj proudu posune o jednu elektrodu a proces se opakuje, dokud nejsou využity všechny zbylé elektrody. Po dokončení měřícího procesu je naměřeno celkem 208 hodnot napětí, ze kterých je rekonstruován výsledný obraz [11].



Obrázek 1.4: Schéma měření jednotlivých napětí dle metody sousedních elektrod (Neighboring) s 16 elektrodami okolo objemového vodiče. Převzato z [10].

Jelikož se elektrický proud v objemovém vodiči nešíří lineárně, jako například záření u CT, je velmi složité výsledný obraz rekonstruovat a interpretovat. Z tohoto důvodu jsou při rekonstrukci obrazu používány dva přístupy. Starší přístup je známý jako systém absolutní EIT (aEIT – absolute EIT), kde je potřeba znát přesné rozměry a tvar hrudního koše měřeného subjektu [11]. V klinické praxi se častěji využívá systém tzv. funkčního EIT (fEIT – functional EIT). V tomto případě je vektor vstupního napětí \mathbf{g}_{dat} normalizován vzhledem k vektoru referenčního napětí \mathbf{g}_{ref} dle vztahu:

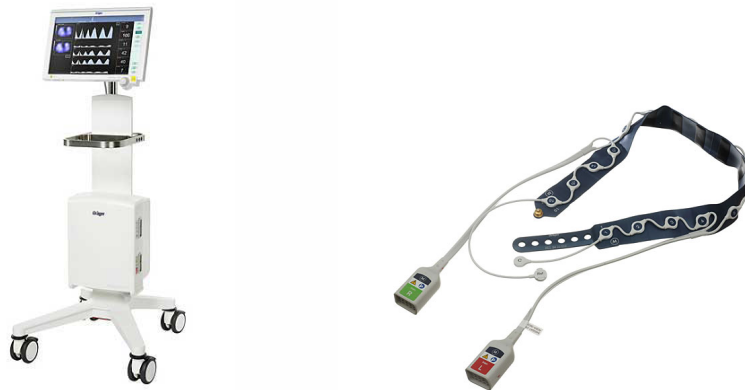
$$\mathbf{g}_n = \frac{\mathbf{g}_{\text{dat}} - \mathbf{g}_{\text{ref}}}{\mathbf{g}_{\text{ref}}}, \quad (1.1)$$

kde \mathbf{g}_n je vektor normalizovaných výstupních napětí [12]. Hlavní výhodou tohoto přístupu je, že pro sestavení rekonstrukčních algoritmů nejsou potřeba informace o rozměrech a tvaru hrudního koše měřeného subjektu. Hlavní nevýhodou je především ztráta fyzikálního rozměru výstupních dat, z čehož plynou i ztížené podmínky při jejich následné interpretaci. Jelikož je vektor výstupních napětí bez fyzikálního rozměru, změny relativní impedance jsou vyjádřeny v tzv. libovolných jednotkách (AU – arbitrary units) [11].

1.3 EIT systém PulmoVista 500

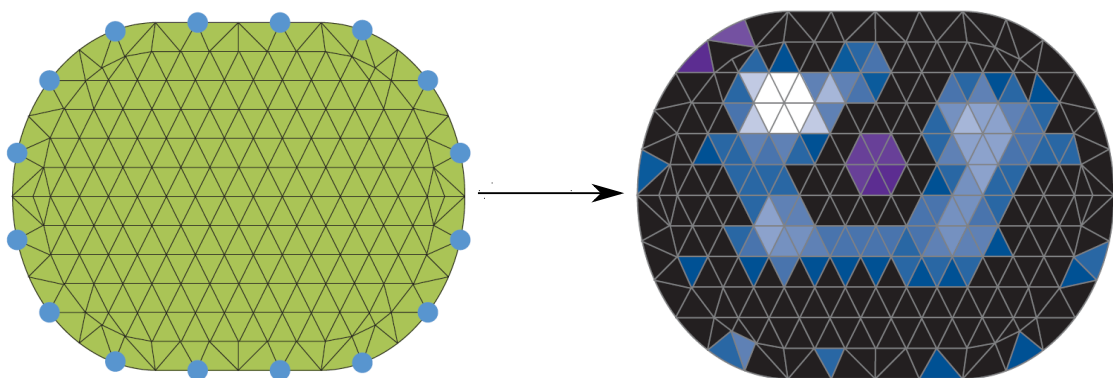
Pro naměření dat se v rámci této práce využíval EIT systém PulmoVista 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Jedná se o první komerčně dostupný EIT systém pro použití v klinické praxi. Měření napěťových úbytků probíhá dle metody Neighboring s 16 elektrodami, která je blíže popsána v podkapitole 1.2. Pro jednodušší manipulaci

jsou elektrody zasazeny do gumového elektrodového pásu, který se obvykle umísťuje do oblasti 4. až 6. mezižebří měřeného subjektu. Frekvenci aplikovaného střídavého proudu lze nastavit v rozmezí 80–130 kHz s maximální amplitudou 9 mA. Frekvence snímání je $f_s = 50$ Hz [8]. Samotný EIT přístroj PulmoVista 500 společně s elektrodovým pásem je vidět na Obrázku 1.5.



Obrázek 1.5: Vlevo: EIT systém PulmoVista 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo), vpravo: elektrodový pás. Převzato z [8].

Pro rekonstrukci jednotlivých EIT snímků využívá společnost Dräger metodu konečných prvků (FEM – finite element method). Hodnoty relativní impedance ΔZ jsou vypočteny jako součin vektoru normalizovaných hodnot napětí g_{dat} a tzv. maticí senzitivity B . Vypočtené hodnoty jsou vyneseny do tomografického řezu, který je rozdělen do 340 dílků trojúhelníkového tvaru (viz Obrázek 1.6 vlevo). Dle hodnoty relativní impedance ΔZ je jednotlivým dílkům přiřazena barevná škála. Přiřazení barevné škály na základě ΔZ je znázorněno na Obrázku 1.6 vpravo [8].

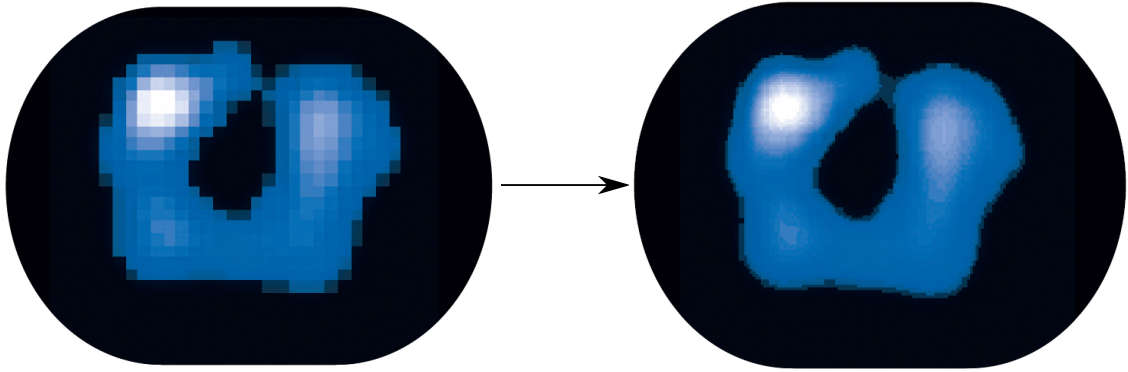


Obrázek 1.6: Tomografický řez rozdělený na 340 dílků ve tvaru trojúhelníku (vlevo). Přiřazení barevné škály jednotlivých dílků dle ΔZ (vpravo). Převzato z [8].

Na závěr je trojúhelníkové pole převedeno do čtvercového pole a vyhlazeno Gaussovým filtrem (viz Obrázek 1.7 vlevo). Pro vhodnější grafickou vizualizaci snímku se

používá bilineární interpolace, která zvyšuje rozlišení snímku. Snímek po bilineární interpolaci je vidět na Obrázku 1.7 vpravo [8].

Výsledný EIT obraz je tvořen maticí s dimenzí 32×32 pixelů. Každý z jednotlivých pixelů obsahuje dílčí hodnotu relativní impedance ΔZ . Celková hodnota relativní impedance ΔZ_{global} snímku je dána prostým součtem všech 1024 dílčích hodnot ΔZ .



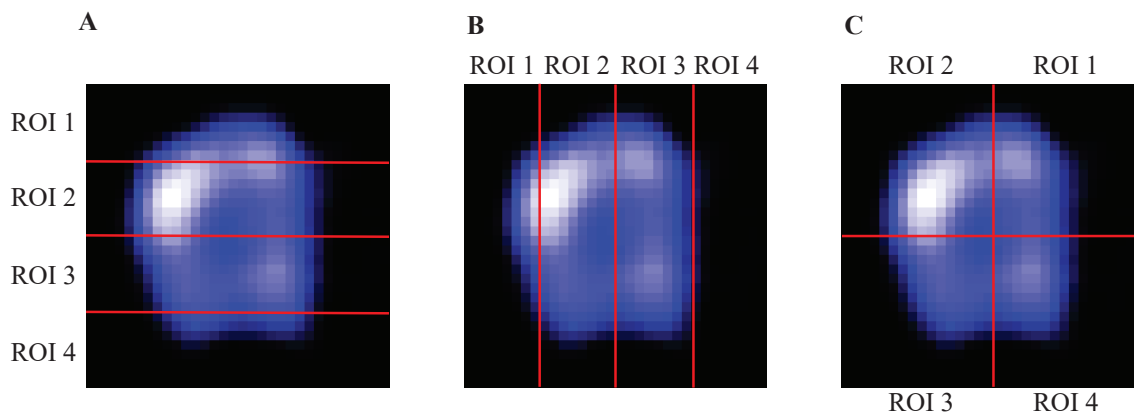
Obrázek 1.7: Snímek již převedený z trojúhelníkového do čtvercového pole a vyhlazený Gaussovým filtrem (vlevo). Výsledný EIT snímek po bilineární interpolaci (vpravo). Převzato z [8].

1.4 Oblasti zájmu

Vyšetřování rozložení distribuce ventilace v jednotlivých oblastech zájmu (ROI – region of interest) je jedna z nejstarších metod analýzy signálu naměřeného pomocí systému EIT. Jedná se o metodu, kdy je vypočteno procentuální zastoupení změn relativní impedance ΔZ jednotlivých zvolených ROI vzhledem ke globální křivce relativní impedance ΔZ celého snímku. Je na uživateli, jakou ROI si zvolí. Nejčastěji je snímek rozdělen podle jednoduchých geometrických objektů do 4 ROI, a sice tzv. vrstvy (layers), sloupce (columns) nebo kvadranty (quadrants). ROI může být taktéž definovaná na základě jednotlivých pixelů, které náleží plicní tkáni – tzv. „funkční“ ROI [3]. Ukázky rozdělení EIT snímků do jednotlivých ROI jsou znázorněny na Obrázku 1.8

1.4.1 Funkční ROI založená na směrodatné odchylce

První zmínka o této metodě identifikace pixelů, které náleží plicní tkáni, byla představena v roce 1955 [13]. Metoda je založena na stanovení směrodatné odchylky (SD – standard deviation) křivky relativní impedance ΔZ pro každý jednotlivý pixel. Po stanovení SD všech pixelů dostáváme tzv. mapu směrodatných odchylek. Za oblast plic jsou dále považovány ty pixely, jejichž hodnota SD převyšuje prahovou



Obrázek 1.8: Ukázky EIT snímků rozdělených do jednotlivých oblastí zájmů (ROI) dle jednoduchých geometrických objektů: A – vrstvy (layers), B – sloupce (columns), C – kvadranty (quadrants). Vlastní tvorba dle [3].

hodnotu (th – threshold). Prahová hodnota je obvykle stanovena na 20–35 % maximální nalezené směrodatné odchylky snímku [3]. Hodnoty pixelů, které mají větší hodnotu SD , jsou považovány za plicní tkáň.

1.4.2 Funkční ROI založená na lineárním regresním koeficientu

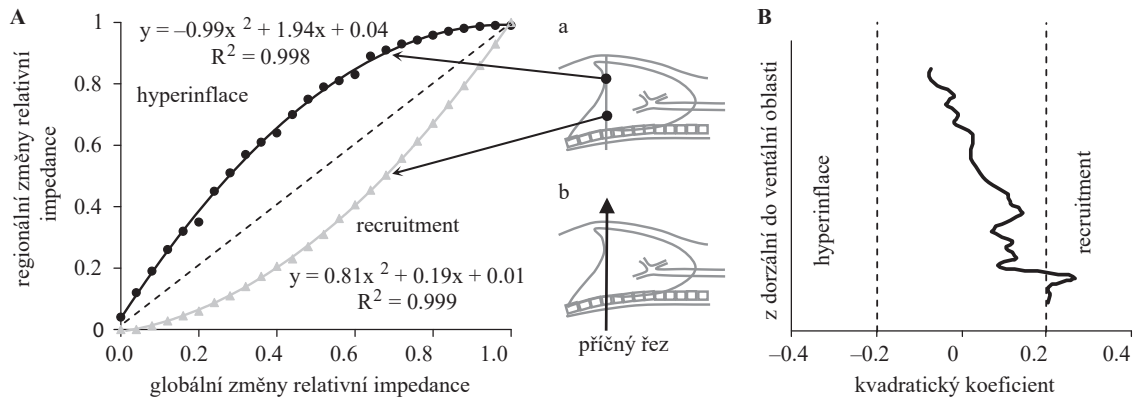
Další z přístupů [3] ukazuje, že lze určit funkční ROI na základě výpočtu hodnoty lineárního regresního koeficientu k . Lineární regresní koeficient k je následně vypočten pro každý jednotlivý pixel snímku. Globální křivka relativní impedance ΔZ zde vystupuje jako nezávislá proměnná a křivka relativní impedance daného pixelu jako závislá proměnná [3]. Lineární regresí je určen koeficient k a podobně jako u metody založené na SD vzniká mapa koeficientů k . Za oblasti plic jsou pak uvažovány ty pixely, které převyšují stanovenou prahovou hodnotu. Ta bývá volena podobně jako u metody založené na SD – přibližně 20–35 % z maximálního nalezeného lineárního regresního koeficientu k .

Metoda určení funkční ROI založená na výpočtu lineárního regresního koeficientu je považována za vhodnější, protože se zde vyskytuje lineární vztah mezi globální křivkou relativní impedance a křivkou relativní impedance jednotlivých pixelů [3].

1.5 Regionální plicí charakteristiky

Regionální plicí charakteristika (RFCh – Regional Filling Characteristic) je parametr, který popisuje způsob distribuce plynu v regionálních oblastech plic. Výpočet je založen na křivce relativní impedance inspirační fáze dechového cyklu pro každý pixel (závislá proměnná) a globální křivce inspirační fáze dechového cyklu (nezávislá proměnná). Data jsou vynesena do grafu a jsou proložena modelem polynomičké funkce druhého stupně. Pro každý pixel je pak zjištěn kvadratický koeficient,

který popisuje způsob plnění plic vzduchem v dané oblasti. V případě, že je kvadratický koeficient nižší, než zvolená prahová hodnota (polynom druhého stupně má konkávní tvar), je daná oblast plic v hyperinflaci. V případě, že je kvadratický koeficient vyšší, než zvolená prahová hodnota (polynom druhého stupně má konvexní tvar), je daná oblast plic označena jako nedostatečně ventilovaná (recruitment) [14]. Podrobné schéma určení kvadratických koeficientů popisujících způsob plnění plic v dané oblasti je zobrazeno na Obrázku 1.9. Plnění plic bylo v tomto případě považováno za lineární, jestliže se kvadratický koeficient nacházel v intervalu $\langle -0,2; 0,2 \rangle$.



Obrázek 1.9: Schéma výpočtu regionálních plicích charakteristik. A – křivka relativní impedance dvou pixelů je do grafu vynesena jako závislá proměnná, globální křivka relativní impedance je do grafu vynesena jako nezávislá proměnná. Pro oba pixely jsou určeny kvadratické koeficienty. B – průměrné hodnoty kvadratických koeficientů z jednotlivých řádků snímku jsou vyneseny do grafu. Oblasti plic jejichž kvadratické koeficienty jsou nižší než prahová hodnota $th = -0,2$ jsou v hyperinflaci. Pokud jsou kvadratické koeficienty vyšší než prahová hodnota $th = 0,2$, je daná oblast plic považována za recruitabilní. Převzato a upraveno z [14]

1.6 Regionální časové konstanty

Časová konstanta τ je parametr respirační soustavy, který vypovídá o dynamických vlastnostech provzdušnění plic. Je vypočtena dle vztahu:

$$\tau = RC, \quad (1.2)$$

kde R je odpor respirační soustavy a C je poddajnost (compliance) respirační soustavy [15].

Výpočet τ je založen na proložení expirační fáze dechového cyklu modelem expo-

nenciální křivky [16]. Výpočty byly aplikovány při konvenční [17] i vysokofrekvenční [16] plicní ventilaci.

V přístupu dle [18] byly časové konstanty vypočteny z regionálních křivek relativní impedance ΔZ pro každý jednotlivý pixel. Výsledná hodnota časové konstanty respiračního systému pak byla vypočtena jako její průměrná hodnota dle vztahu:

$$\bar{\tau} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n \tau_i, \quad (1.3)$$

kde n představuje počet pixelů snímku a τ_i jsou hodnoty časových konstant pro každý jednotlivý pixel. Studie [19] se pak zabývá rozdílem mezi časovými konstantami vypočtenými z regionálních křivek relativní impedance ΔZ a časovou konstantou respiračního systému vypočtenou z globální křivky relativní impedance ΔZ . Rozdílný přístup ve výpočtu globálních časových konstant τ_{global} je znázorněn na Obrázku 1.10. Výhodou výpočtu τ pro každý pixel je informace o dynamice plic v expirační fázi dechového cyklu v lokálních částech plic, např. v periferních oblastech plic.

1.7 Index globální nehomogenity plic

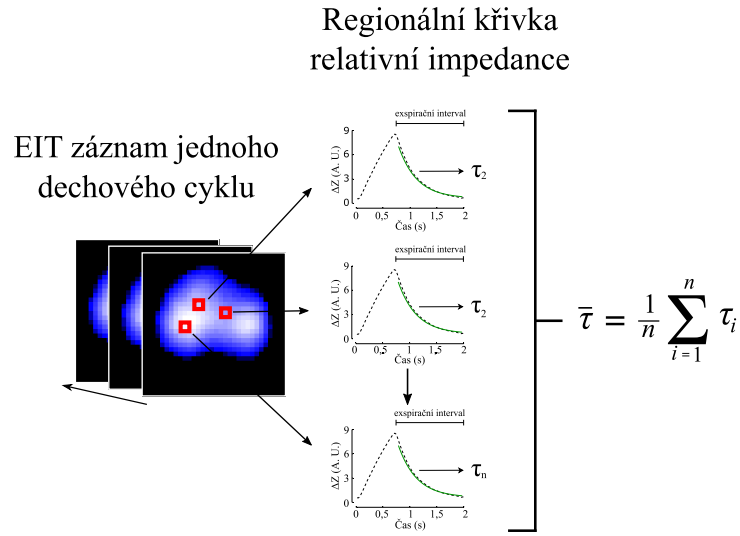
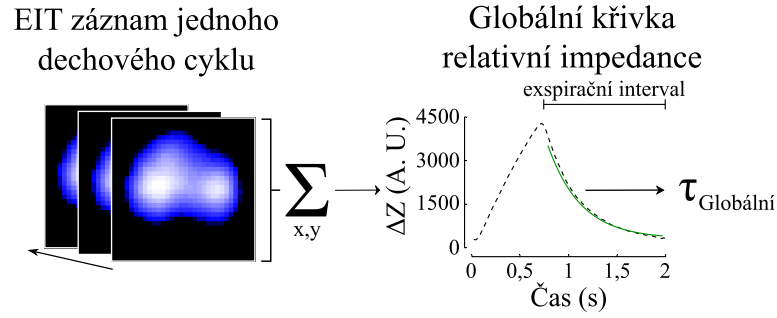
Index globální nehomogenity plic (*GI* – global inhomogeneity index) je parametr, který charakterizuje distribuci plicní ventilace jediným číslem [21]. Nevýhoda tohoto parametru je ztráta informace o homogenitě plic v regionálních oblastech.

Výsledky studie [21] ukazují, že *GI* index je silně závislý na zvolené funkční ROI. Čím vyšší prahová hodnota je pro vypočtenou ROI (vypočtená ROI je přísnější z hlediska pixelů, které náleží plicní tkáni), tím je *GI* index nižší a distribuce plynu v plicích se zdá být homogennější. Pro porovnávání je potřeba funkční ROI pro každý studovaný případ zachovat.

Ačkoli jsou hodnoty *GI* indexu silně závislé na zvolené funkční ROI, výsledky studie [5] naznačují, že se *GI* index jeví jako efektivní nástroj pro optimalizaci hodnoty *PEEP* (Positive end-expiratory pressure) v klinické praxi.

1.8 Centrum ventilace

Důležitým parametrem při vyhodnocování EIT signálu je centrum ventilace (*CoV* – center of ventilation). Parametr *CoV* byl poprvé představen v roce 1998 a popisuje distribuci plicní ventilace ve směru ventrálně-dorsálním [22]. Nejčastěji se *CoV* počítá z variačních snímků jako vážený průměr sumy jednotlivých řádků snímku [23]. Parametr *CoV* lze počítat pro každou plíci zvlášť [14] i pro celý respirační systém [23]. Pozice *CoV* se nejčastěji vyjadřuje v procentech vzhledem k vertikální ose EIT snímku.



Obrázek 1.10: Schéma rozdílného přístupu k výpočtu časové konstanty τ . Nahoře – výpočet časové konstanty τ_{global} z expiračního intervalu globální křivky relativní impedance ΔZ_{global} . Dole – výpočet hodnoty τ z expiračních intervalů křivek relativní impedance ΔZ každého pixelu. Výsledná hodnota τ_{global} je vypočtena jako průměrná hodnota všech dílčích hodnot τ snímku. Upraveno dle [19].

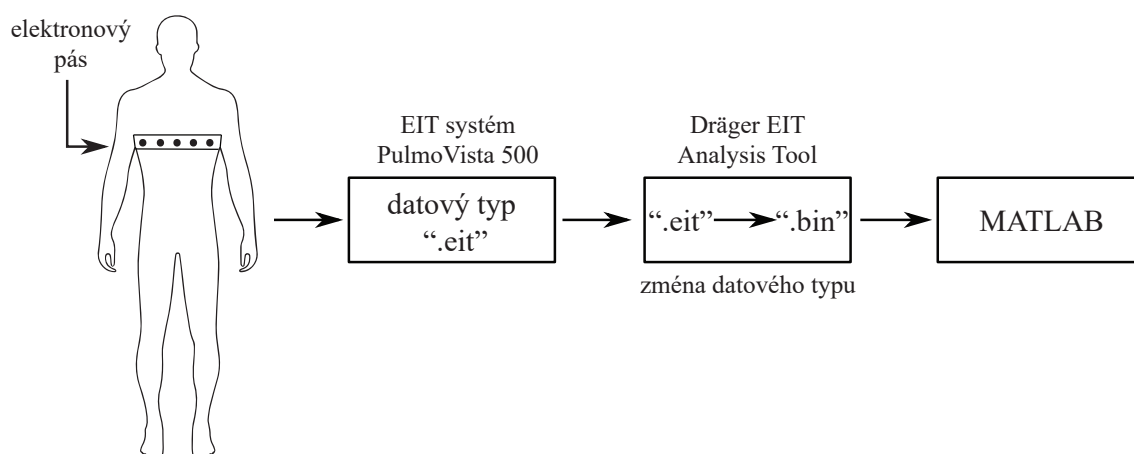
Podobný CoV je parametr centrum gravitace (CoG – center of gravity). Je definován jako geometrický střed EIT snímku. Taktéž je počítán z variačních snímků, ale oproti CoV se nejčastěji počítá vzhledem k vertikální i horizontální ose [24]. Na snímcích je pak vyznačen bodem.

1.9 Cíle práce

V rámci této práce byly stanoveny dva hlavní cíle. V první části si tato práce dává za cíl stanovit a navrhnout algoritmy pro hodnocení regionální ventilace plic pomocí systému elektrické impedanční tomografie. Součástí tohoto cíle je taktéž pilotní otestování navržených algoritmů na EIT datech pacientů a zjistit, zda má změna hodnoty baseline snímku vliv na vypočtené parametry regionální plicní ventilace. Druhý cíl této práce je zjistit, jaký vliv mají změny baseline snímků na rekonstruovaná data elektrické impedanční tomografie.

2 Předzpracování naměřených dat

EIT data naměřená pomocí systému PulmoVista 500 byla nejprve zpracována prostřednictvím softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Tento software je dodáván společně se systémem EIT této společnosti a je určen zejména k prohlížení naměřených dat, zobrazení globální křivky relativní impedance a křivky relativní impedance ve zvolené oblasti zájmu (ROI – region of interest), změně referenčního snímku a změně datového typu. Naměřená data systémem PulmoVista 500 byla uložena ve formátu „.eit“. Jde o formát vytvořený společností Dräger, který lze otevřít pouze v příloženém softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool. Pro další práci s naměřenými daty bylo v tomto softwaru potřeba konvertovat naměřená data do datového formátu „.bin“. Konvertovaná data lze importovat do programového prostředí MATLAB (The MathWorks, Natick, USA), kde byla realizována veškerá následující analýza. Schématický popis importu naměřených dat do programového prostředí MATLAB je znázorněn na Obrázku 2.1.

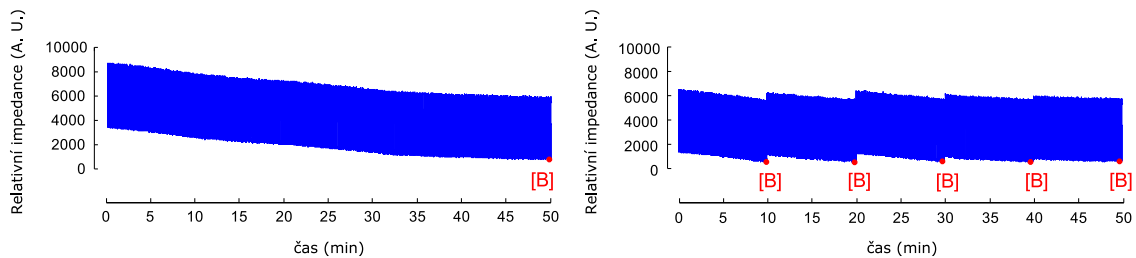


Obrázek 2.1: Blokové schéma znázorňující import naměřených dat do programového prostředí MATLAB. Vlastní tvorba.

2.1 Referenční snímek

Referenční snímek, též známý jako vektor referenčního napětí g_{ref} nebo „baseline snímek“, je nezbytný pro rekonstrukci EIT snímků (viz Podkapitola 1.2). V EIT systému PulmoVista 500 je referenční snímek určen jako snímek, který je reprezentován hodnotou relativní impedance na konci výdechu (*EELI* – end-expiratory lung impedance) posledního detekovaného dechového cyklu. Při následném zpracování dat v softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool (Dräger Medical, Lübeck, Germany) baseline snímek koresponduje se snímkem s nejmenší impedanční změnou globální

křivky relativní impedance [11]. Takovému snímku je pak automaticky přiřazena nulová hodnota relativní impedance. Při dlouhodobějších EIT záznamech (delších než 10 minut) systému PulmoVista 500 je výsledný záznam rozdělen do souborů po 10 minutách. Každý takový soubor má vlastní baseline snímek a změny globální relativní impedance v tomto bodě dosahují nulové hodnoty [8]. V softwaru Dräger EIT Analysis Tool však lze hodnotu baseline snímku manuálně změnit podle jiného EIT záznamu. Neupravení hodnoty baseline snímku dle souboru s nejnižší naměřenou hodnotou impedančních změn dlouhodobých signálů vede k diskontinuitě záznamu křivky, jak je vidět na Obrázku 2.2.



Obrázek 2.2: Vliv baseline snímku na dlouhodobý EIT záznam. Vlevo: hodnota baseline snímku (v grafu označena jako [B]) posledního 10 minutového záznamu byla použita pro rekonstrukci ostatních souborů měřeného signálu. Vpravo: původní naměřené 10 minutové soubory záznamů signálů s jejich vlastní původní hodnotou baseline snímku. Převzato z [27]

Z Obrázku 2.2 je též zjevné, že původní vlastní hodnota baseline snímku je na EIT záznamu reprezentována nulovou hodnotou relativní impedance, což vychází z rovnice 1.1. Všechny pixely snímku relativní impedance, který odpovídá baseline snímku, nabývají nulové hodnoty [8].

Změny hodnot baseline snímků v dlouho měřeném záznamu mohou ovlivnit vizualizaci fEIT snímků. Hodnoty relativní impedance ΔZ se po změně mohou dostat i do záporných hodnot a pro vykreslení jednotlivých fEIT snímků pak může být použita jiná barevná škála. Rozdílné barevné škály mohou znesnadnit interpretaci fEIT snímků [27].

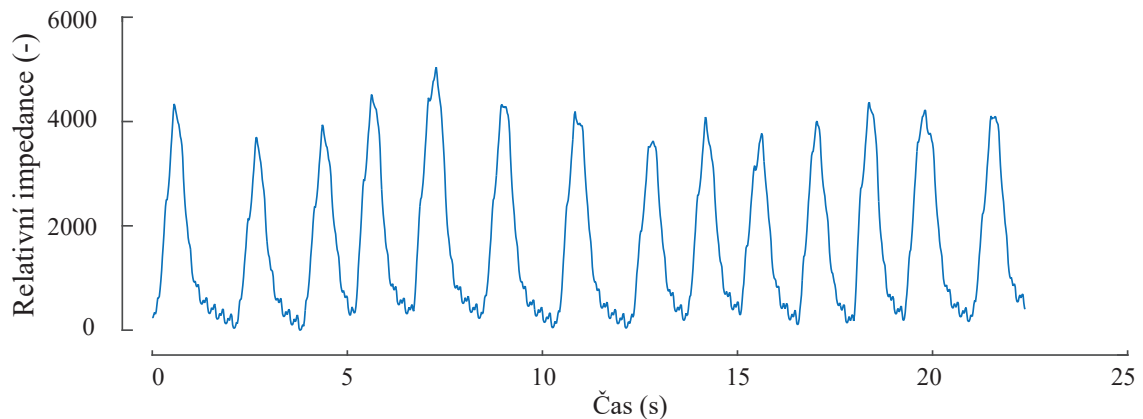
2.2 Rekonstrukce křivky relativní impedance

Pomocí sestavených algoritmů byla konvertovaná data ve formátu „bin“ importována do programového prostředí MATLAB. Data byla načtena ve formě jednotlivých EIT snímků o dimenzi 32×32 pixelů. Každý jednotlivý pixel snímku nese informaci o změně relativní impedance ΔZ . Globální křivka relativní impedance ΔZ_{global} byla rekonstruována prostým součtem dílčích hodnot relativní impedance ΔZ jednotli-

vých pixelů dle vztahu:

$$\Delta Z = \sum_{i,j}^{32} \mathbf{A}, \quad (2.1)$$

kde \mathbf{A} je matice odpovídajícího snímku. Takto se postupovalo v případě každého snímku. Z výsledných hodnot byla sestavena globální křivka relativní impedance ΔZ_{global} . Ukázka zrekonstruované globální křivky relativní impedance je vidět na Obrázku 2.3.



Obrázek 2.3: Ukázka globální křivky relativní impedance ΔZ_{global} , která zachycuje 14 po sobě jdoucích dechových cyklů.

Společně s jednotlivými snímky byl také načten tzv. vektor minim a maxim. Tento vektor nese informaci o snímcích, které odpovídají lokálním extrémům křivky relativní impedance. V případě, že vektor nabývá hodnoty 1, jedná se o snímek s maximální změnou relativní impedance ΔZ , který odpovídá fázi dechového cyklu – na konci nádechu. V případě, že vektor nabývá hodnoty -1 , jedná se o snímek s minimální změnou relativní impedance ΔZ , který naopak odpovídá fázi dechového cyklu – na konci výdechu. Takto je označen každý dechový cyklus v průběhu naměřeného signálu. Ve všech ostatních případech nabývá vektor minim a maxim hodnoty 0.

3 Parametry regionální plicní ventilace

Tato práce byla v průběhu zpracování rozdělena na dvě části. První část této práce je věnována implementaci parametrů umělé plicní ventilace, které lze stanovit pomocí systému elektrické impedanční tomografie a jejich použití na experimentálně naměřených datech pacientů. Implementované algoritmy byly testovány při rozdílných hodnotách referenčního snímku.

3.1 Metody

Pro účely vyhotovení této práce byla poskytnuta anonymizovaná EIT data z měření na lidských dobrovolnících. Experimentální data byla naměřena pod vedením MUDr. Aleše Ráry ve spolupráci s Klinikou anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny Ústřední vojenské nemocnice v Praze. Studie byla zároveň registrována na webu ClinicalTrials.gov pod registračním číslem NCT03231072.

3.1.1 Popis studované skupiny

Měření bylo provedeno na lidských dobrovolnících starších 18 let bez rozdílu pohlaví. Podmínkou pro zahrnutí dobrovolníků do studované skupiny byla přítomnost pleurálního výpotku (PE – Pleural Effusion). V případě, že byl prostor mezi hrudní stěnou a plicním parenchymem větší než 30 mm, mohl ošetřující lékař zařadit pacienta do studované skupiny. Zdravotní stav pacientů musel být vyhodocen jako adekvátní pro připojení pacienta k umělé plicní ventilace. Měření změn relativní impedance bylo provedeno pomocí EIT systému PulmoVista 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo).

Ze studované skupiny byli vyloučeni pacienti trpící akutní plicní patologií jako například pneumonií nebo ARDS. Dále byli vyloučeni pacienti, u kterých by nebylo možné měřit EIT záznam, a sice pacienti s poškozenou kůží v oblasti, kde se přikládá EIT elektrodový pás (např. popáleniny, otevřené rány, atd.) a pacienti se zavedeným aktivním implantátem (např. kardiostimulátor, stimulátor bránice).

3.1.2 Protokol studie

Měření pacienti byli uvedeni do supinační polohy, přičemž horní část byla vyvýšena pod úhlem 30°. Z důvodu sedace po celou dobu měření byl pacientům podán propofol a sufentanil. Jako svalový relaxant byl pacientům podán bolus cisetracuria. Po uvedení do sedace byl pacient endotracheálně intubován a připojen k mechanickému plicnímu ventilátoru Engström Carestation Ventilator (GE HealthCare, Madison, Wisconsin), který umožňuje měřit objem vzduchu na konci výdechu (*EELV* – end-expiratory lung volume). Ventilátor byl spuštěn v režimu objemově řízené umělé

plicní ventilace. Dechový objem byl nastaven na 6 mL/kg váhy měřeného pacienta. Následně byl proveden EIT kalibrační manévr pomocí pozitivního přetlaku na konci výdechu (*PEEP* – positive end-expiratory pressure). Hodnota *PEEP* byla před začátkem měření zvýšena na 5 cmH₂O po dobu 5 minut. Stejný EIT kalibrační manévr byl vždy proveden i na konci měření po evakuaci PE. Po celou dobu měření byla taktéž měřena hodnota *EELV*. Před začátkem měření byl vzhledem k EIT elektrodovému pásu zvolen vstupní bod pro evakuaci PE. Evakuační set byl do těla pacienta zaveden ošetřujícím lékařem.

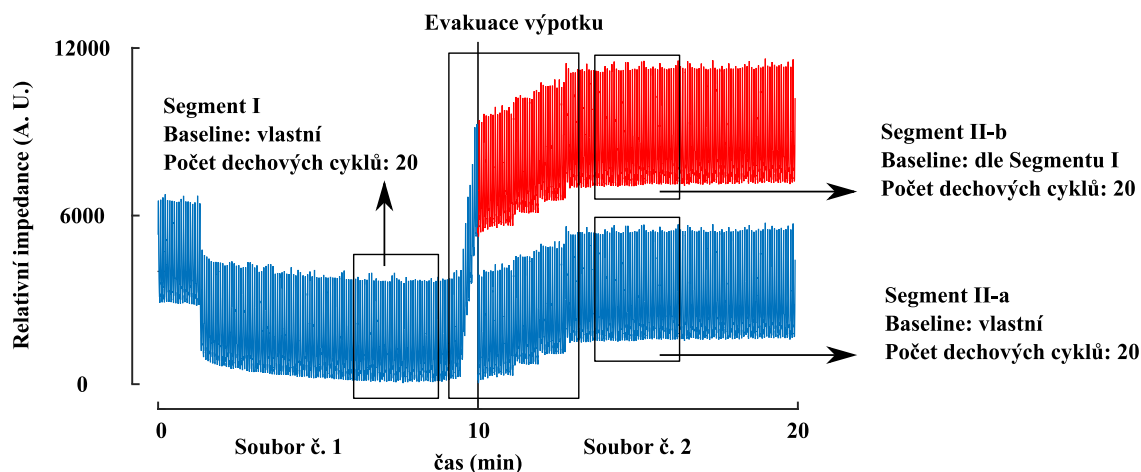
3.1.3 Měření pomocí systému EIT

Pro měření impedančních změn ΔZ byl použit EIT systém PulmoVista 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Dle naměřeného obvodu hrudníku v oblasti 4. mezižebří zde byl po obvodu umístěn EIT elektrodový pás. Frekvence aplikovaného střídavého proudu byla stanovena na 110 kHz s amplitudou 9 mA. V případě nedostatečného kontaktu elektrod s tkání byl v daných místech aplikován elektrodový gel. Frekvence snímkování byla stanovena na 50 Hz.

3.1.4 Rozdělení naměřeného signálu

EIT data změn relativní impedance pacienta byla naměřena dle protokolu studie (viz 3.1.2). Pro účely této práce byl použit EIT záznam pacienta, který byl systémem EIT rozdělen na dva 10 minutové soubory. Jak již bylo popsáno v podkapitole 2.1, software každému z obou souborů automaticky přiřadil hodnotu baseline snímku dle nejmenší impedanční změny globální křivky záznamu. Hodnota impedance v daném bodě byla rovna nule. Naměřený signál celkově obsahoval 3 fáze: stabilní EIT záznam před evakuací PE (Segment I), samotnou evakuací PE a stabilní EIT záznam po evakuaci PE (Segment II). Do následné analýzy byly vybrány 3 segmenty naměřeného signálu. V první fázi byl analyzován EIT signál 20 po sobě jdoucích dechových cyklů s co nejvíce stabilními hodnotami vektoru *EELI* před evakuací PE. Tento úsek signálu byl pojmenován jako Segment I s vlastní baseline. Ve druhé fázi byl analyzován EIT signál 20 po sobě jdoucích dechových cyklů s co nejvíce stabilními hodnotami vektoru *EELI* po evakuaci PE. V tomto případě byl vybrán úsek signálu s vlastní baseline (Segment II-a) a totožný úsek signálu upravenou hodnotou baseline snímku podle Segmentu I (Segment II-b). Hodnota baseline Segmentu II-b byla upravena pomocí softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool. Schématický popis rozdělení naměřeného EIT signálu je popsán na Obrázku 3.1.

Změna baseline snímku a následné uložení do formátu „bin“ bylo provedeno dle popisu v podkapitole 2. Tato práce je zaměřená zejména na popis jednotlivých parametrů regionální plicní ventilace vypočtených pomocí signálu EIT. Z tohoto



Obrázek 3.1: Rozdělení EIT signálu do jednotlivých analyzovaných segmentů. Na obrázku lze vidět dva na sebe navazující EIT soubory naměřených dat. Modré signály jsou původní signály rekonstruované pomocí softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool s původní hodnotou baseline snímku. Červený signál Souboru č. 2 je totožný s modrým signálem Souboru č. 2 s upravenou hodnotou baseline snímku dle Souboru č. 1.

důvodu byly následující operace a výpočty parametrů ventilace implementovány do programového prostředí MATLAB.

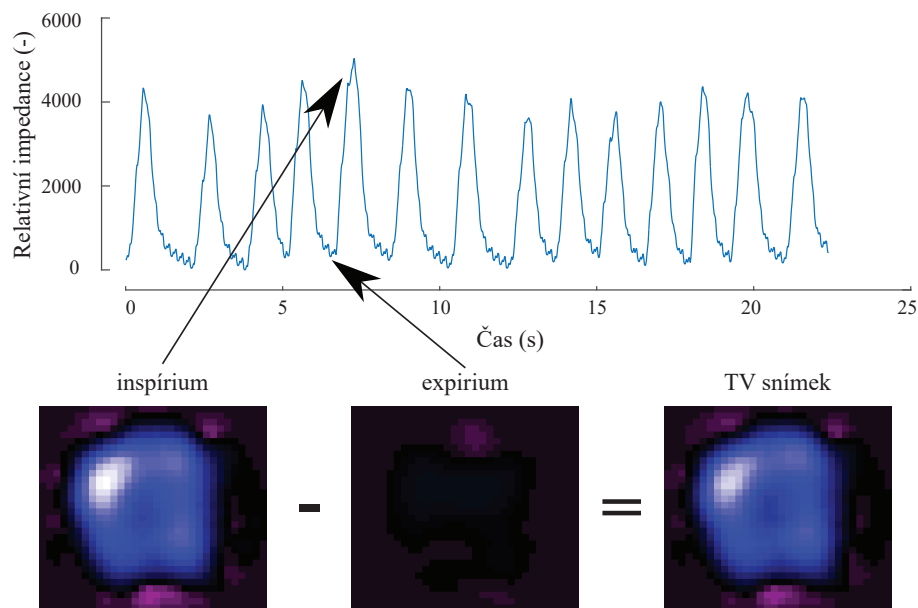
3.1.5 Variační snímek

Pro vizualizaci objemu plynu v plicích se často využívá tzv. variační snímek (TV image – tidal variation image). TV snímek ukazuje rozdíl mezi bodem na konci nádechu a bodem na konci výdechu křivky relativní impedance [11]. Jedná se o snímek, který byl vypočten jako rozdíl mezi snímkem na konci nádechu (snímek, který odpovídá lokálnímu maximu dechového cyklu křivky relativní impedance) a snímkem na konci výdechu dechového cyklu (snímek, který odpovídá lokálnímu minimu dechového cyklu křivky relativní impedance) dle vztahu:

$$TV = A_{\max} - A_{\min}, \quad (3.1)$$

kde A_{\max} je matice snímku na konci nádechu a A_{\min} je matice snímku na konci výdechu. Detailní schéma výpočtu TV snímku znázorňuje Obrázek 3.2. Určení TV snímku bylo pro výpočet některých následujících parametrů klíčové.

Porovnávány a analyzovány byly hodnoty mediánů jednotlivých TV snímků všech 3 studovaných segmentů. Výsledné snímky byly vizualizovány a Segment II-b a Segment II-a byly statisticky porovnány.



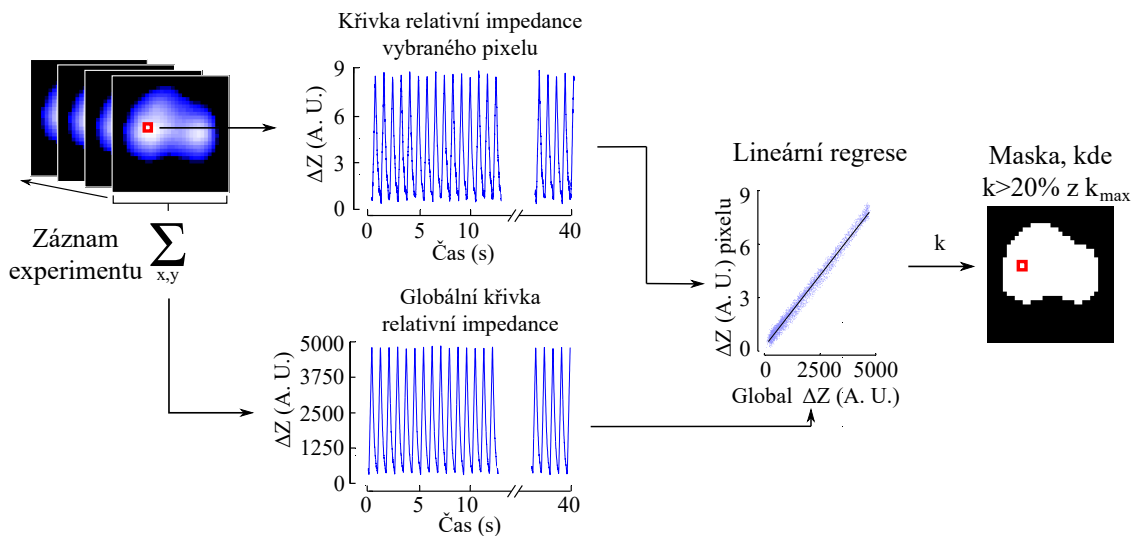
Obrázek 3.2: Schéma výpočtu TV snímku. TV snímek byl vypočten jako rozdíl mezi EIT snímkem, který odpovídá lokálnímu maximumu globální křivky relativní impedance ΔZ (inspírium) a EIT snímkem, který odpovídá lokálnímu minimumu globální křivky relativní impedance ΔZ (expírium). Vlastní tvorba.

3.1.6 Segmentace funkční oblasti plic

Pro některé níže uvedené parametry bylo nezbytné určit funkční oblast plicní tkáně a to proto, že ventilační procesy vytváří větší impedanční změny než ostatní fyziologické procesy v hrudníku. Z toho důvodu bylo potřeba co možná nejefektivněji separovat pixely snímků, které reprezentují plicní tkáň od těch ostatních, zejména těch, které zobrazují aktivitu srdeční tkáně.

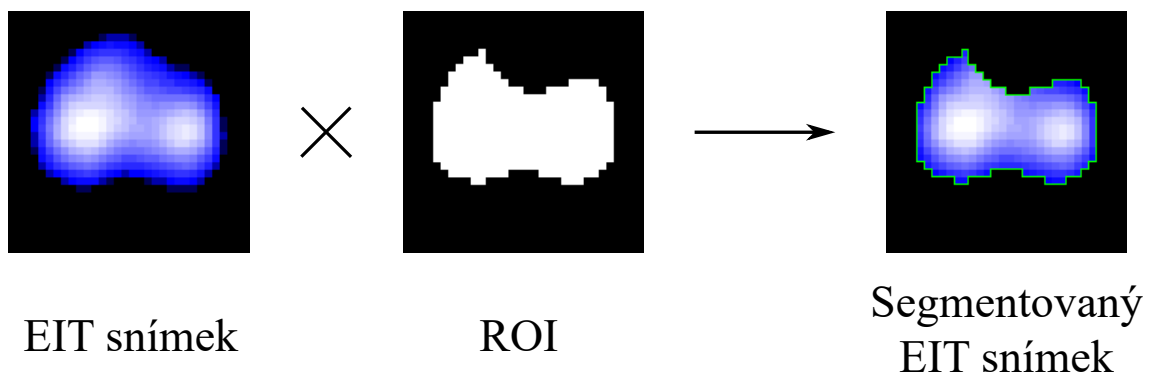
Pro každý studovaný segment byla vytvořena tzv. segmentační maska plicní tkáně. Pro výpočet byla zvolena metoda založená na výpočtu lineárního regresního koeficientu k (viz podkapitola 1.4.2), která je považována za sofistikovanější oproti metodě založené na výpočtu směrodatné odchylky SD [3], protože dokáže lépe identifikovat pixely v blízkosti srdeční tkáně a do výsledné masky je již dále neuvažovat. Z každého segmentu byla vypočtena maska pixelů plicní tkáně. Vždy bylo vzato 20 po sobě jdoucích dechových cyklů s nejstabilnější hodnotou $EELI$. Pro výpočet masky bylo potřeba sestavit globální křivku relativní impedance ΔZ , která byla vynesena do souřadného systému na horizontální osu jako nezávislá proměnná. Dále byla sestavena křivka relativní impedance ΔZ pro každý pixel. Ta byla vynesena na vertikální osu souřadného systému jako závislá proměnná. Takto připravenými daty byl lineární regresí vypočten lineární regresní koeficient k . Lineární regresní koeficient k byl vypočten pro každý pixel snímku za vzniku tzv. mapy koeficientů k . Následně byla nalezena maximální hodnota koeficientu k . Za pixely reprezentující plicní tkáň byly považovány ty pixely, jejichž hodnota byla větší nebo rovna 20 %

maximálního nalezeného lineárního regresního koeficientu k .



Obrázek 3.3: Schéma výpočtu funkční oblasti plicní tkáně na základě lineárního regresního koeficientu k . Pro každý jednotlivý pixel je vypočtena hodnota k vynesením křivky relativní impedance pixelu ΔZ jako závislé proměnné a globální křivky relativní impedance ΔZ_{global} jako nezávislé proměnné. Výsledná funkční ROI byla stanovena na základě prahové hodnoty $th = 0,2$ a maximálního nalezeného k_{max} . Za oblast plicní tkáně byly považovány ty pixely, jejichž hodnoty k byly větší než 20 % z k_{max} . Převzato a upraveno z [26].

Výsledná maska pacienta byla na závěr vypočtena jako logický součet (OR) ze všech 3 masek jednotlivých studovaných segmentů. Ukázka segmentace funkční oblasti plic EIT záznamu je vidět na Obrázku 3.4.



Obrázek 3.4: Ukázka aplikace ROI na naměřený EIT záznam. Výsledkem je segmentovaný EIT snímek funkční oblasti plic.

3.1.7 Procentuální zastoupení ROI

Pro analýzu distribuce ventilace se velmi často využívá metoda vyhodnocení procentuálního zastoupení zvolených ROI. V tomto případě byly zvoleny všechny základní

oblasti zájmu, které jsou uvedeny v podkapitole 1.4, tedy vrstvy, sloupce a kvadranty.

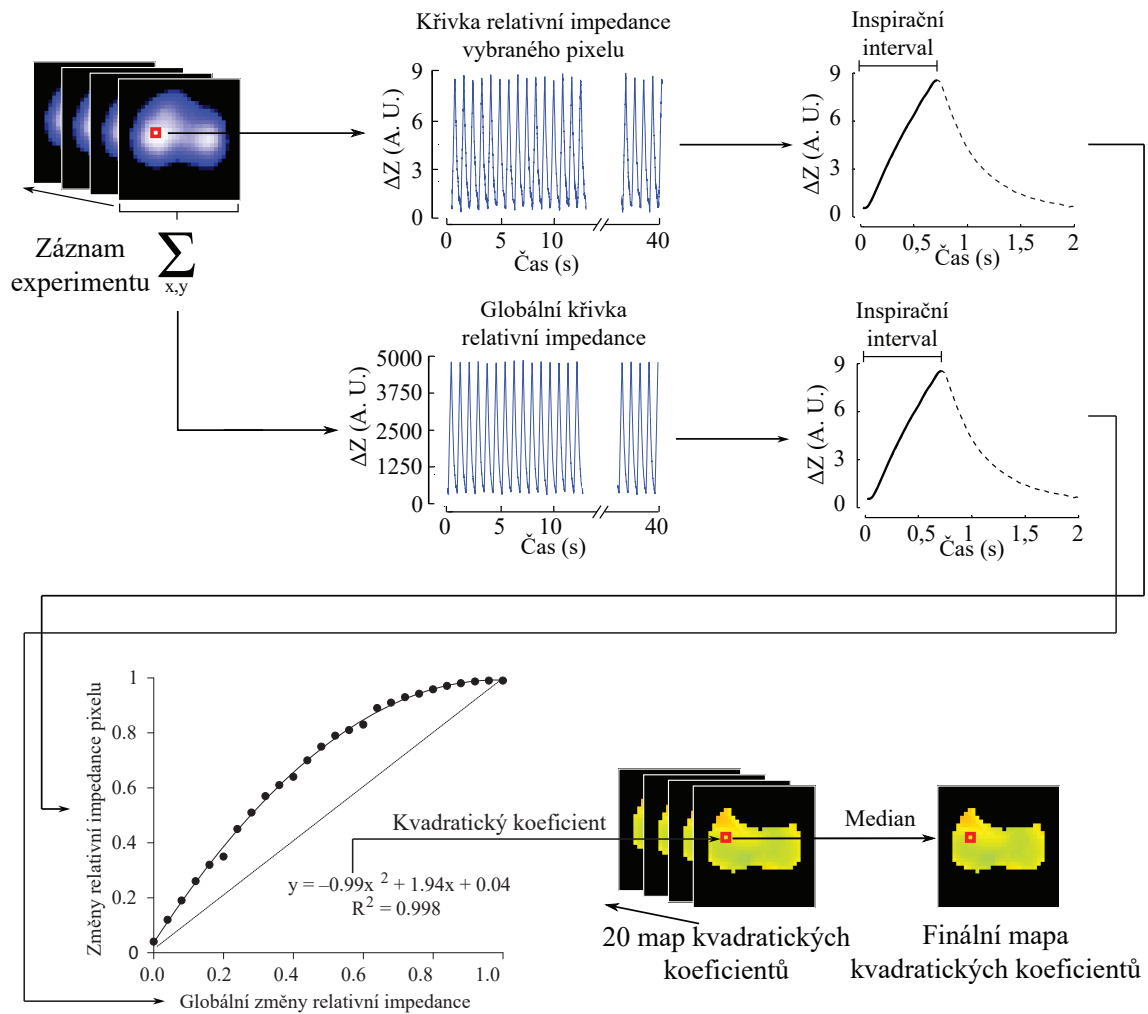
Výpočet procentuálního zastoupení jednotlivých ROI je založen na rekonstrukci globální křivky relativní impedance ΔZ a křivky relativní impedance ΔZ zvolené ROI. Z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů s nejstabilnější hodnotou *ELLI* bylo určeno 20 TV snímků. Procentuální podíl ventilace zvolené ROI je vypočten jako podíl impedančních změn TV snímku ve zvolené ROI a impedančních změn celého TV snímku. Výpočet je proveden pro každou zvolenou ROI snímku. Součtem výsledných hodnot pro jednotlivé ROI se rovná 1. Výsledné hodnoty zastoupení jednotlivých ROI byly vynásobeny 100 a vyjádřeny v procentech.

3.1.8 Určení regionálních plicích charakteristik

Regionální plicí charakteristiky popisují jev regionální distribuce plynu v plicích během nádechu pacienta [14]. Analýza regionálních plicích charakteristik byla provedena pro každý studovaný segment z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů.

EIT data z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů byla nejprve segmentována pomocí segmentační plicní masky vypočtené dle podkapitoly 3.1.6. Pomocí vektoru lokálních minim a maxim byly určeny jednotlivé dechové cykly. K následující analýze byly použity pouze inspirační fáze jednotlivých dechových cyklů. Byly sestrojeny křivky relativní impedance pro každý pixel plicní tkáně snímku (závislá proměnná) a globální křivka relativní impedance plicní tkáně (nezávislá proměnná), která vzniká prostým součtem hodnot impedance jednotlivých pixelů. Sestrojené křivky relativní impedance byly normalizovány tak, že byla nejprve odečtena nejnižší nalezená hodnota dané křivky a následně byly hodnoty křivky relativní impedance vyděleny maximální nalezenou hodnotou impedance. Takto připravená data byla pro každý pixel vynesena do grafu a byl jim proložen model polynomu druhého stupně. V případě, že byl kvadratický koeficient vyšší než zvolený práh a křivka měla konkávní tvar, docházelo ve zvolené části plic k hyperinflaci. Naopak v případě, že byl kvadratický koeficient nižší než zvolený práh a křivka měla konkávní tvar, docházelo ve zvolené části plic k recruitmentu. Pokud se vypočtený kvadratický koeficient nacházel v intervalu $\langle -0,2; 0,2 \rangle$, plnění plic vzduchem v dané oblasti bylo považováno za lineární.

Výsledné hodnoty kvadratických koeficientů pro každý studovaný segment z inspiračních fází 20 dechových cyklů byly vizualizovány do tzv. map kvadratických koeficientů. Výsledná mapa kvadratických koeficientů byla vypočtena jako medián ze všech 20 dechových cyklů. Mezi kvadratickými koeficienty Segmentu II-b a Segmentu II-a byla následně provedena statistická analýza.



Obrázek 3.5: Schéma výpočtu regionálních plicích charakteristik. EIT data z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů byla segmentována pomocí plicní masky. Byly identifikovány inspirační intervaly. Následně byla sestrojena a normalizována křivka relativní impedance každého pixelu plicní tkáně a globální křivka změn relativní impedance plicní tkáně. Připravená data byla vynesena do grafu a proložena polynomem druhého stupně za výpočtu kvadratického koeficientu daného pixelu, který popisuje způsob plnění v dané oblasti. Z 20 dechových cyklů bylo sestaveno 20 map kvadratických koeficientů, z nichž byla vypočtena hodnota mediánu pro každý pixel. Vlastní tvorba.

3.1.9 Určení regionálních časových konstant

Z klinického hlediska se zdá, že monitorování dynamiky plic je jedna z nejzajímavějších oblastí využití systému EIT. Nedávné studie [25] ukázaly, že se expirační regionální časové konstanty τ jeví jako vhodný parametr k hodnocení efektivity terapie během spirometrie. Další studie [18, 19] ukazují, že pomocí hodnot τ lze u pacienta odhalit přítomnost plicních onemocnění jako syndrom akutní dechové tísně (ARDS – acute respiratory distress syndrom) nebo chronickou obstrukční plicní nemoc (COPD – chronic obstructive pulmonary disease).

Při určování regionálních časových konstant τ bylo vycházeno ze studie [18]. Procesu výpočtu regionálních časových konstant byly podrobeny všechny studované segmenty záznamů EIT. Na naměřená data byla aplikována segmentační maska plic dle algoritmu v podkapitole 3.1.6. Pixelům, které odpovídají plicní tkáni, byly rekonstruovány křivky relativní impedance ΔZ . Pomocí vektoru lokálních minim a maxim byla impedanční křivka každého pixelu rozdělena na jednotlivé dechové cykly. Do následující analýzy byly uvažovány pouze expirační intervaly dechových cyklů. Protože celý expirační interval nemá exponenciální tvar, je jeho horních 25 % v následující analýze vynecháno [18]. Takto upravená data byla normalizována odečtením minimální hodnoty vektoru relativní impedance a následným podílem maximální nalezenou hodnotou nově vzniklého vektoru impedanční křivky ΔZ . Normalizovanými dolními 75 % expiračního intervalu dechového cyklu byl metodou nejmenších čtverců proložen model exponenciální křivky, přičemž byla vypočtena časová konstanta τ :

$$\Delta Z_{\text{norm}} = e^{-\frac{t}{\tau}}, \quad (3.2)$$

kde ΔZ_{norm} je normalizovaná křivka relativní impedance, t je čas a τ je regionální časová konstanta. Společně s výpočtem τ byl určen také koeficient determinace R^2 . K další analýze byly použity pouze ty časové konstanty τ , kde $R^2 > 0,6$ [18]. Výsledné hodnoty časových konstant pro Segment II-b a Segment II-a byly vyneseny do krabicových grafů. Hodnoty τ byly taktéž vizualizovány do tzv. map regionálních expiračních konstant, kde jsou změny dynamiky pro každý záznam s různou hodnotou baseline snímku v regionálních oblastech plic patrnější [25]. Schéma výpočtu regionálních časových konstant τ je znázorněno na Obrázku 3.6.

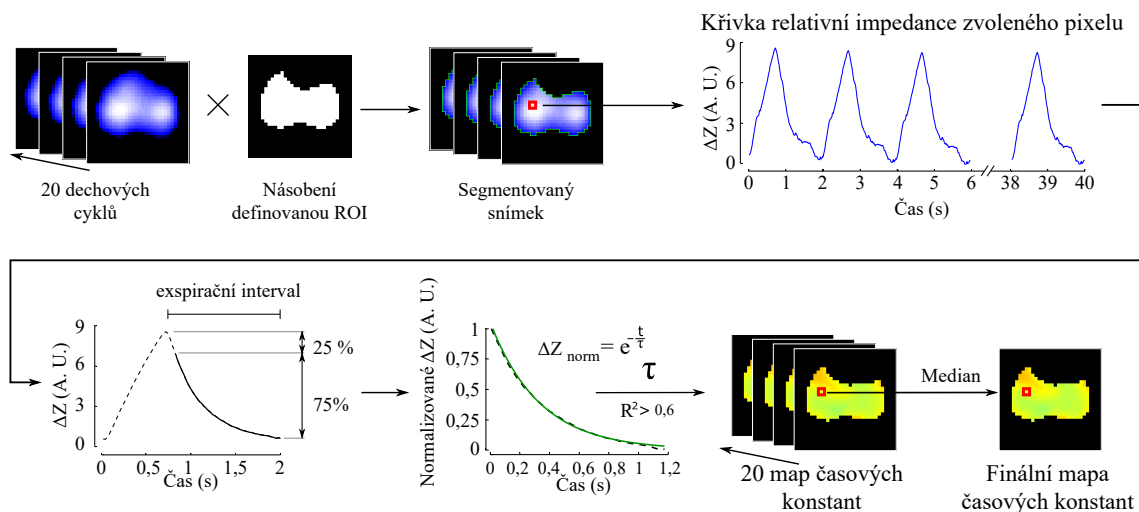
3.1.10 Určení momentu setrvačnosti

Parametr momentu setrvačnosti (M) by mohl představovat zcela nový přístup sloužící k popisu periferních oblastí plic. Analýza momentu setrvačnosti byla provedena pro každý z 20 dechových cyklů studovaných segmentů.

Jednotlivé dechové cykly byly identifikovány podle vektoru lokálních minim a maxim. Z 20 dechových cyklů v každém studovaném segmentu bylo vypočteno 20 TV snímků (viz podkapitola 3.1.5). Z vypočtených TV snímků bylo nejprve potřeba vypočítat centrum gravitace (CoG – Center of Gravity). Parametr CoG označuje geometrický střed snímku a je definován jako vážený průměr sumy jednotlivých řádků TV snímku dle vztahu:

$$CoG = \frac{1}{N + 1} \cdot \frac{\sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N y \cdot TV_{xy}}{\sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N TV_{xy}}, \quad (3.3)$$

kde N je počet pixelů v jednom řádku a sloupci ($N = 32$ pro EIT snímky pořízené systémem PulmoVista 500) a TV_{xy} jsou hodnoty relativní impedance jednotlivých



Obrázek 3.6: Schéma výpočtu regionálních časových konstant. EIT data z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů byla segmentována pomocí segmentační masky funkční oblasti plic. Z každého dechového cyklu bylo vybráno pouze dolních 75 % expirační fáze křivky relativní impedance ΔZ daného pixelu. Upravená data byla proložena modelem exponenciální křivky, kde byla vypočtena hodnota regionální časové konstanty τ daného pixelu. Výsledná mapa regionálních časových konstant τ byla pro každý pixel určena jako medián ze všech 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Převzato a upraveno z [26].

pixelů TV snímku. Výsledek CoG je vyjádřen jako procento daného TV snímku vzhledem k vertikální i horizontální ose snímku.

Po nalezení přesné pozice CoG byl určen pixel TV snímku, kterému CoG náleželo. Vzhledem k tomuto pixelu byly dále počítány dílčí momenty setrvačnosti jednotlivých okolních pixelů TV snímku dle vztahu:

$$M = r^2 \cdot \Delta Z, \quad (3.4)$$

kde r je vzdálenost pixelu od CoG , která byla vypočtena na základě eukleidovské geometrie a ΔZ je hodnota relativní impedance daného pixelu. Tímto způsobem byly vypočteny momenty setrvačnosti pro všechny pixely v okolí CoG všech TV snímků.

Dílčí momenty setrvačnosti TV snímků byly vizualizovány do tzv. mapy momentů setrvačnosti, kde jsou lépe znázorněny periferní oblasti plicní tkáně. Na výslednou mapu dílčích momentů setrvačnosti lze následně aplikovat segmentační masku funkční oblasti plic.

3.1.11 Určení indexu globální nehomogenity plic

Index globální nehomogenity plic GI index je parametr, který dokáže charakterizovat distribuci ventilace plic pomocí jednoho čísla [21]. GI index je silně závislý na

zvolené funkční ROI [21]. Pro jeho výpočet byla sestavena maska funkční oblasti plic na základě lineárního regresního koeficientu (viz podkapitola 3.1.6) s prahovou hodnotou 20 % maximálního k . K určení GI indexu bylo potřeba identifikovat jednotlivé dechové cykly všech studovaných segmentů. Dechové cykly byly identifikovány pomocí vektoru lokálních minim a maxim. Rozdíl snímků v lokálním maximu a minimu dechového cyklu byl vypočten TV snímek (viz podkapitola 3.1.5). V segmentovaném TV snímku byla nalezena hodnota mediánu relativní impedance, přičemž byl GI index následně vypočten dle vztahu:

$$GI = \frac{\sum_{x,y \in \text{plíce}} \|DI_{xy} - \text{median}(DI_{\text{plíce}})\|}{\sum_{x,y \in \text{plíce}} DI_{xy}}, \quad (3.5)$$

kde $DI_{x,y}$ jsou hodnoty impedanční změny TV snímku podle souřadnic x, y a $DI_{\text{plíce}}$ představuje hodnoty relativní impedance ΔZ jednotlivých pixelů segmentovaného snímku.

3.1.12 Statistické vyhodnocení

Výsledné hodnoty jednotlivých parametrů byly ve většině případů vyneseny do krabicových grafů nebo vizualizovány v podobě snímků. Na ověření normálního rozložení dat byl využit Shapiro-Wilkův test normality dat. Vypočtené parametry byly na závěr porovnány párovým t-testem v programovém prostředí STATISTICA (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA).

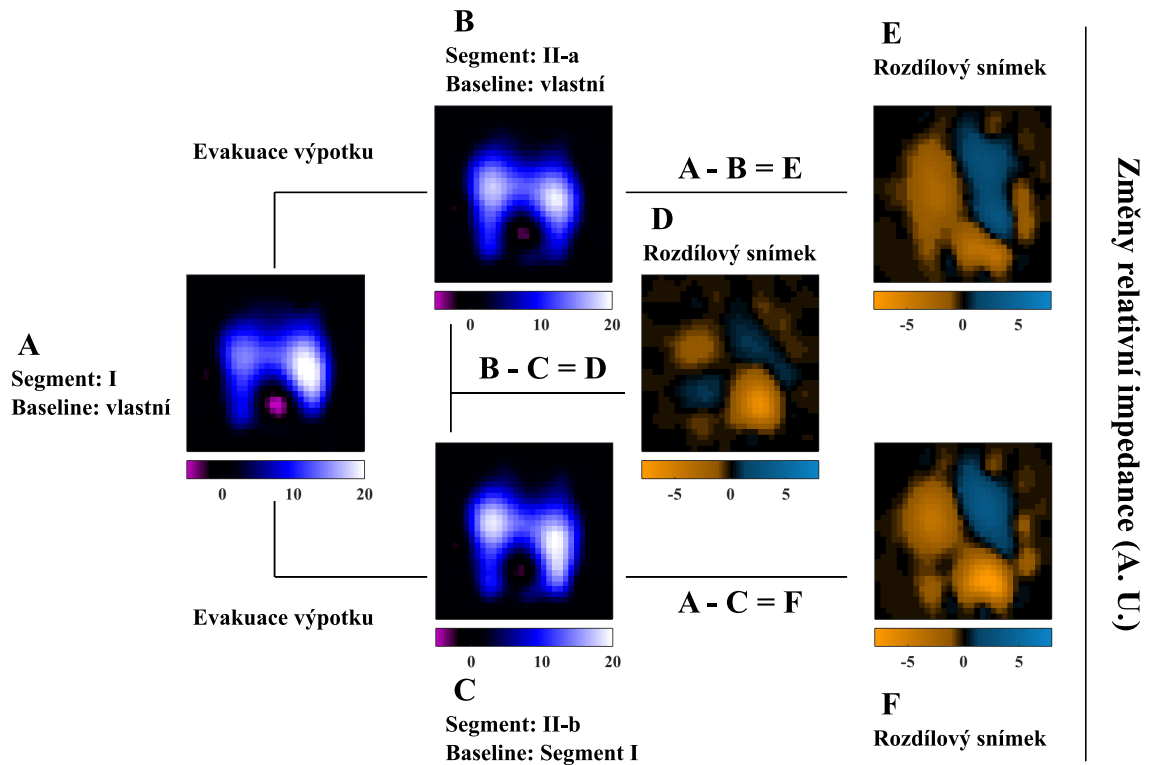
3.2 Výsledky

Vypočtené parametry regionální plicní ventilace byly aplikovány na naměřená EIT data pacienta při proceduře evakuace pleurálního výpotku. Byla studována situace před evakuací PE a po evakuaci PE. Segment signálu po evakuaci PE byl uvažován ve dvou variantách, a sice s vlastní hodnotou baseline snímku a s hodnotou baseline snímku dle Segmentu I. Výsledné hodnoty jednotlivých parametrů byly vyneseny do grafů nebo prezentovány ve vizuální podobě.

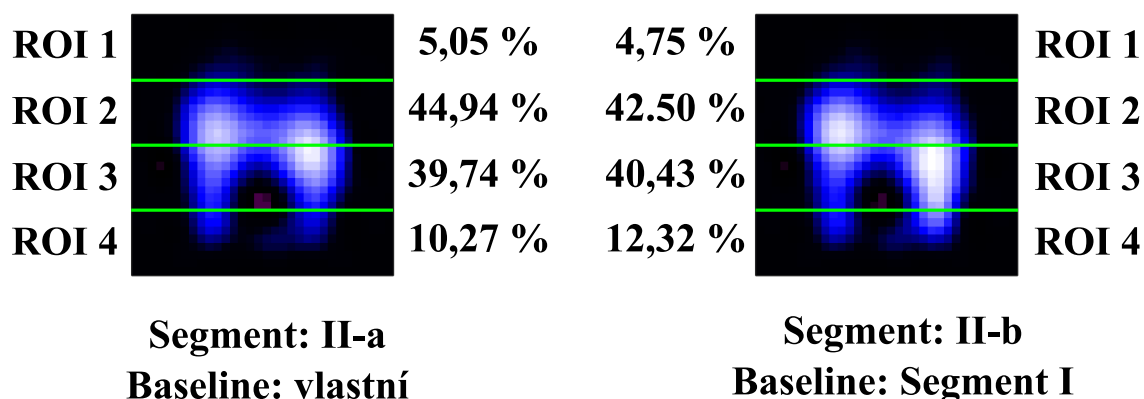
3.2.1 TV snímky a procentuální zastoupení ventilace

V první části výsledků byly vizualizovány TV snímky všech 3 studovaných segmentů. Výsledný TV snímek daného segmentu byl vypočten jako medián z TV snímků 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Snímky lze vidět na Obrázku 3.7, kde lze zároveň vidět i rozdílové snímky jednotlivých segmentů. Na Obrázcích 3.8 a 3.9 byly porovnávány výsledné TV snímky Segmentu II-a a Segmentu II-b. Na snímcích lze vidět, jak se změnilo procentuální zastoupení ventilace v daných oblastech zájmu po změně hodnoty baseline snímku EIT záznamu Segmentu II-b dle Segmentu I. Průběh procentuálního zastoupení ventilace v čase ve zvolených oblastech zájmu bylo

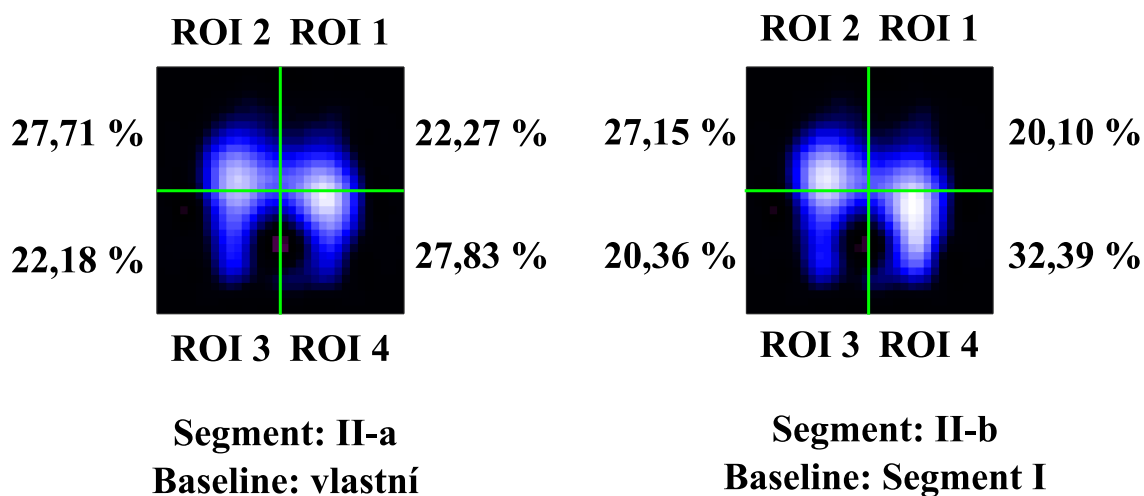
dále prezentováno na Obrázcích 3.10, 3.11 a 3.12. Jiný přístup k vizualizaci procentuálního zastoupení ventilace byl zvolen na Obrázku 3.14. Graf na tomto obrázku znázorňuje, jak se mění procentuální zastoupení ventilace z dorsální do ventrální oblasti plic. Na závěr byly hodnoty změn relativních impedancí TV snímků Segmentu II-a a Segmentu II-b vyneseny do krabicových a statisticky porovnány párovým t-testem na hladině významnosti $p=0,05$ (viz Obrázek 3.13).



Obrázek 3.7: TV snímky Segmentu I, Segmentu II-a a Segmentu II-b doplněné rozdílovými snímky. Na snímku A je vyobrazena snímek mediánu TV snímků před evakuací PE (Segment I). Na snímcích B a C jsou vyobrazeny mediány TV snímků Segmentu II-a a Segmentu II-b po evakuaci PE s rozdílnou hodnotou baseline. Na snímku D se nachází rozdílový snímek Segmentu II-a a Segmentu II-b ($D = B - C$). Na snímcích E a F jsou rozdílové snímky, které byly vypočteny jako rozdíly jednotlivých Segmentů II-a a II-b od Segmentu I ($E = A - B$ a $F = A - C$)

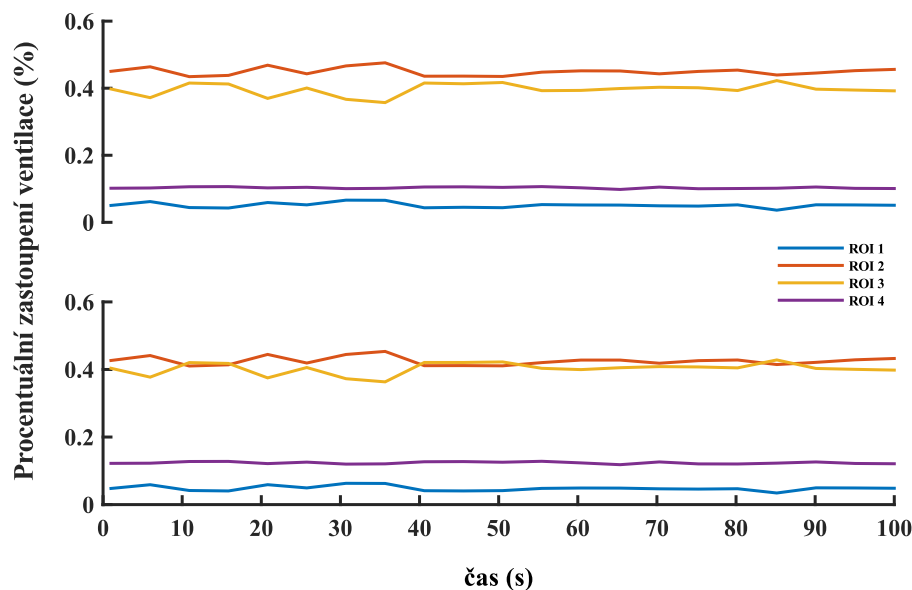


Obrázek 3.8: Procentuální zastoupení zvolených ROI (vrstvy) vypočtené z hodnot mediánů TV snímků. Procentuální zastoupení ventilace v dané oblasti zájmu bylo vypočteno jako podíl relativní impedance zvolené ROI a relativní impedance celého snímku. Vlevo: Medián TV snímků Segmentu II-a (na Obrázku 3.7 jde o snímek B). Vpravo: Medián TV snímků Segmentu II-b (na Obrázku 3.7 jde o snímek C).



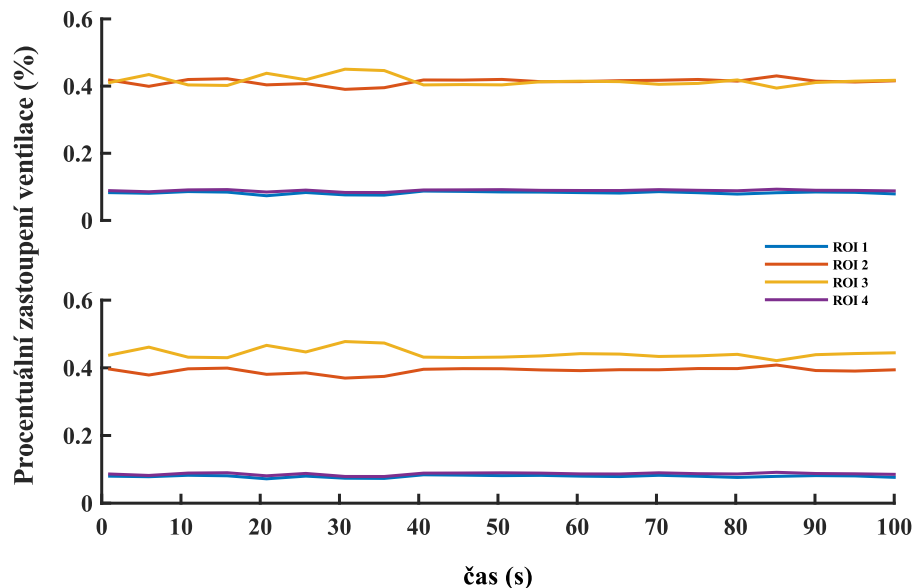
Obrázek 3.9: Procentuální zastoupení zvolených ROI (kvadranty) Vlevo: Medián TV snímků Segmentu II-a (na Obrázku 3.7 jde o snímek B). Vpravo: Medián TV snímků Segmentu II-b (na Obrázku 3.7 jde o snímek C).

ROI – vrstvy



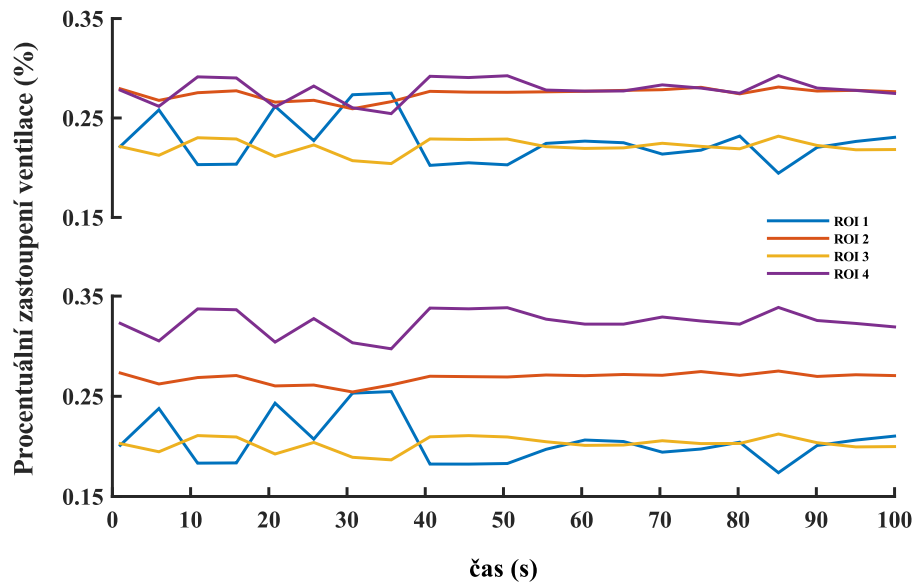
Obrázek 3.10: Graf závislosti vývoje procentuálního zastoupení plicní ventilace v jednotlivých ROI (vrstvy – viz Obrázek 1.8) na čase. Nahoře – procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI (vrstvy) v čase pro Segment II-a (s vlastní hodnotou baseline). Dole – procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI (vrstvy) v čase pro Segment II-b (s hodnotou baseline upravenou dle Segmentu I).

ROI – sloupce

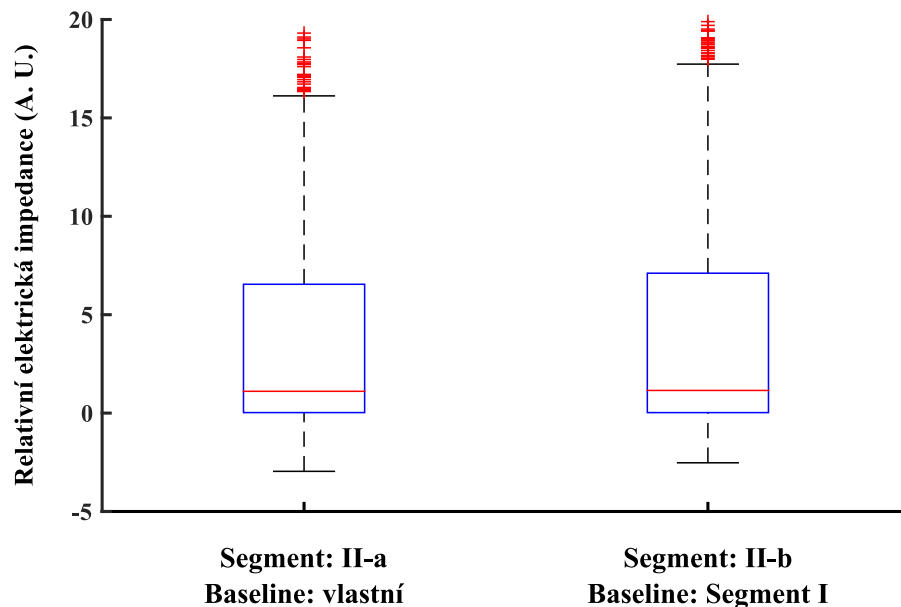


Obrázek 3.11: Graf závislosti vývoje procentuálního zastoupení plicní ventilace v jednotlivých ROI (sloupce – viz Obrázek 1.8) na čase. Nahoře – procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI (sloupce) v čase pro Segment II-a (s vlastní hodnotou baseline). Dole – procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI (sloupce) v čase pro Segment II-b (s hodnotou baseline upravenou dle Segmentu I).

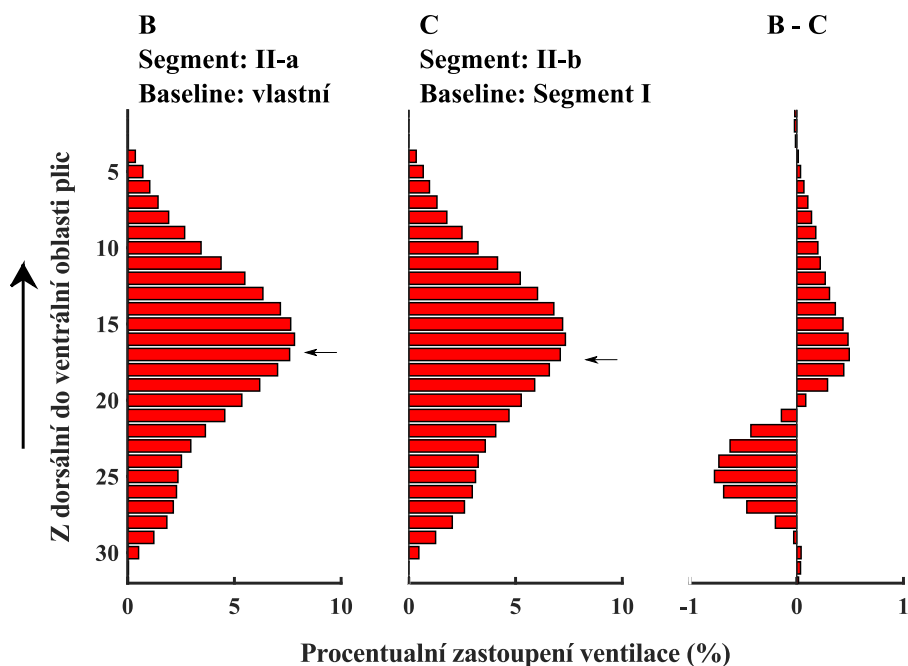
ROI – kvadranty



Obrázek 3.12: Graf závislosti vývoje procentuálního zastoupení plicní ventilace v jednotlivých ROI (kvadranty – viz Obrázek 1.8) na čase. Nahoře – procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI (kvadranty) v čase pro Segment II-a (s vlastní hodnotou baseline). Dole – procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI (kvadranty) v čase pro Segment II-b (s hodnotou baseline upravenou dle Segmentu I).



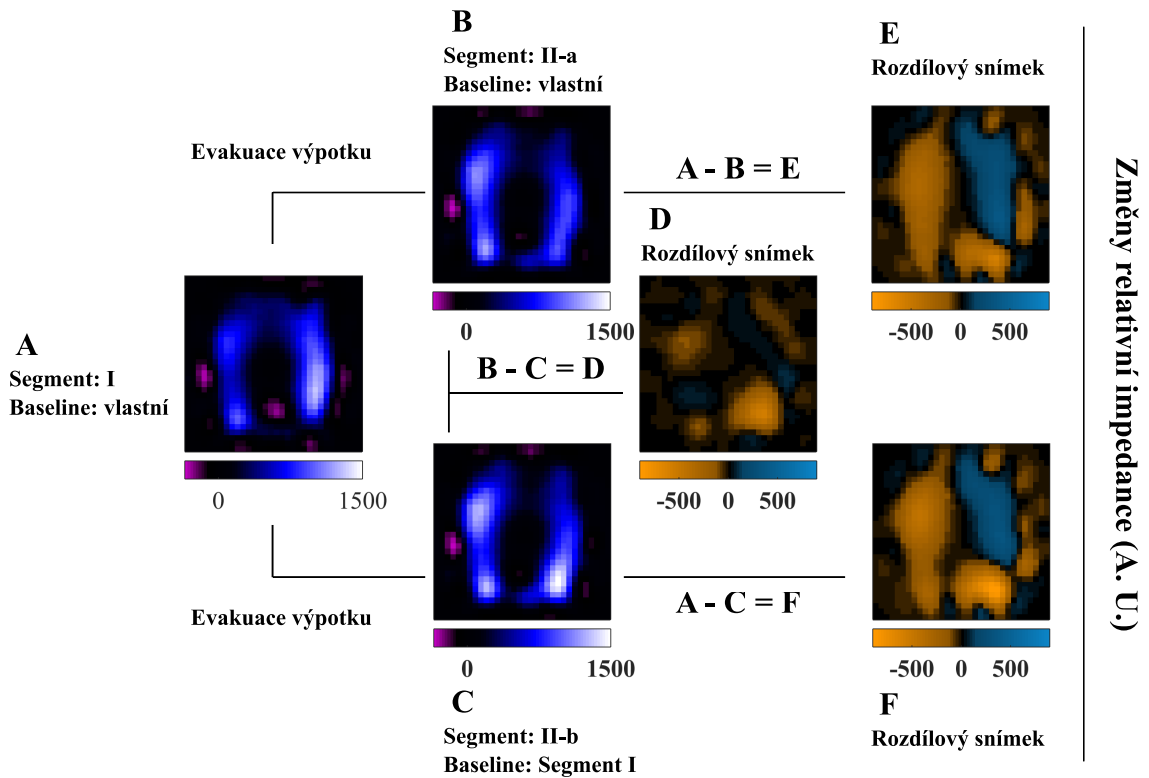
Obrázek 3.13: Krabicový graf znázorňující rozložení relativní impedance jednotlivých pixelů TV snímků Segmentu II-a s vlastní hodnotou baseline snímku (vlevo) a Segmentu II-b s hodnotou baseline Segmentu I (vpravo). Mezi hodnotami relativní impedance jednotlivých pixelů obou studovaných nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl na hladině významnosti $p=0,05$.



Obrázek 3.14: Graf procentuálního zastoupení ventilace z dorsální do ventrální oblasti plic. Šipka znázorňuje polohu CoV . Vlevo – znázornění procentuální distribuce ventilace z dorsální do ventrální oblasti plic pro EIT záznam Segmentu II-a (s vlastní hodnotou baseline). Uprostřed – znázornění procentuální distribuce ventilace z dorsální do ventrální oblasti plic pro EIT záznam Segmentu II-b (s hodnotou baseline dle Segmentu I). Vpravo – rozdílový graf vypočtený odečtením distribuce ventilace Segmentu II-b od Segmentu II-a (B-C).

3.2.2 Moment setrvačnosti

Vypočtené hodnoty momentů setrvačnosti byly vizualizovány do tzv. map dílčích momentů setrvačnosti. Výsledná mapa dílčích momentů byla vypočtena jako medián z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Finální mapy ze všech studovaných segmentů byly vyobrazeny do Obrázku 3.15. Jako součást výsledků zde byly uvedeny i rozdílové snímky jednotlivých segmentů.



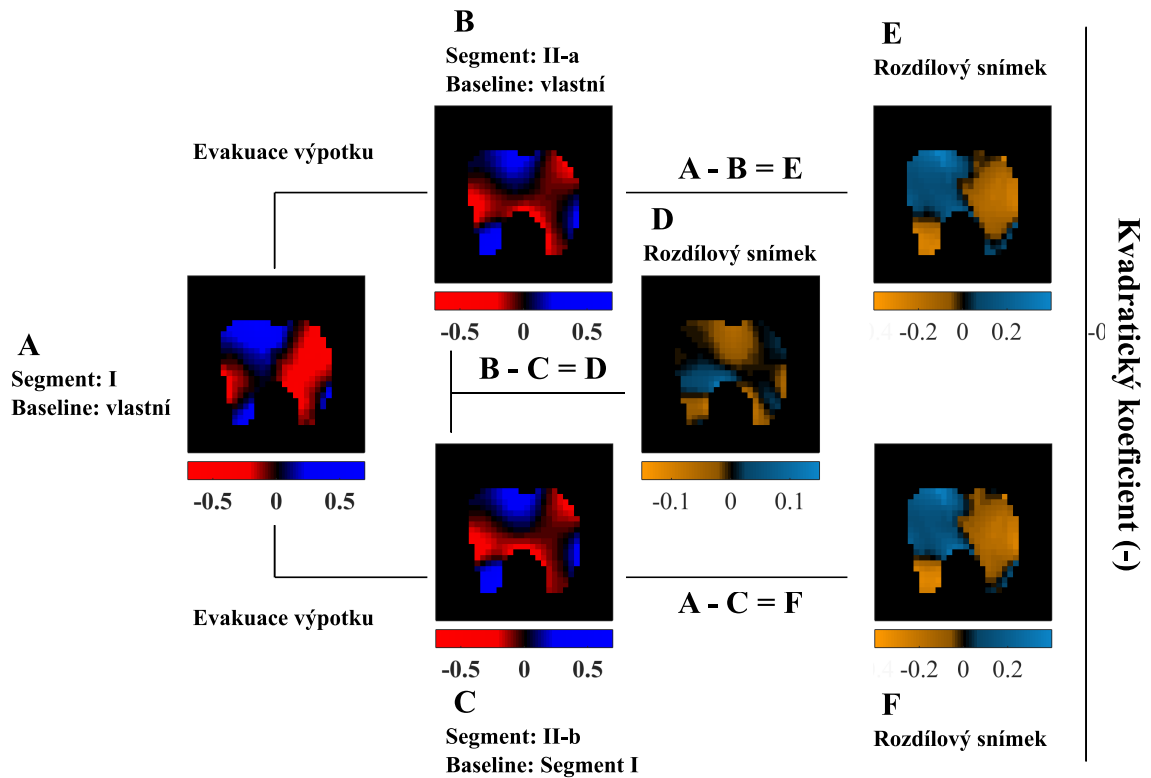
Obrázek 3.15: Mapy dílčích momentů setrvačnosti, které zvýrazňují změny relativní impedance v periferní oblasti plicní tkáně. Na snímku A je vyobrazená mapa dílčích momentů setrvačnosti před evakuací PE (Segment I). Na snímcích B a C jsou vyobrazeny mapy dílčích momentů setrvačnosti Segmentu II-a a Segmentu II-b po evakuaci PE s rozdílnou hodnotou baseline. Na snímku D se nachází rozdílový snímek Segmentu II-a a Segmentu II-b ($D = B - C$). Na snímcích E a F jsou rozdílové snímky, které byly vypočteny jako rozdíly jednotlivých Segmentů II-a a II-b od Segmentu I ($E = A - B$ a $F = A - C$).

3.2.3 Regionální plicní charakteristiky

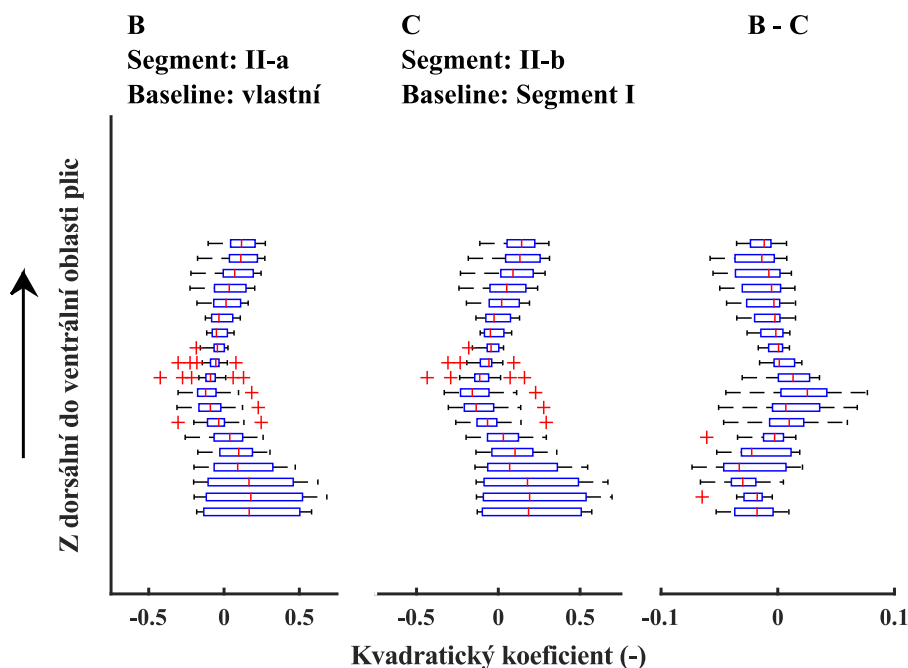
Vypočtené hodnoty kvadratických koeficientů, které popisují způsob plnění plic vzduchem v dané oblasti, byly vizualizovány do tzv. map kvadratických koeficientů. Výsledná mapa kvadratických koeficientů byla vypočtena jako medián z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Finální mapy ze všech studovaných segmentů byly vyobrazeny do Obrázku 3.16. Jako součást výsledků zde byly uvedeny i rozdílové snímky jednotlivých segmentů.

Hodnoty výsledných map kvadratických koeficientů Segmentu II-b a Segmentu II-a byly současně vyneseny do krabicových grafů (viz Obrázek 3.17) vzhledem k vertikální ose, kde je lépe znázorněno, jak se hodnota kvadratického koeficientu mění ve směru z dorsální do ventrální oblasti plicní tkáně.

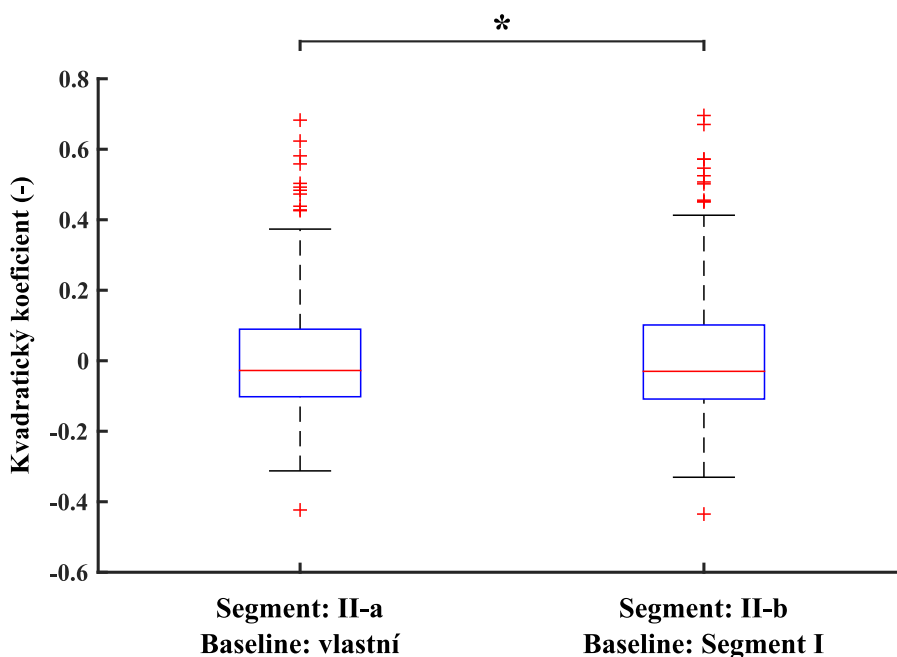
Na závěr byly veškeré hodnoty kvadratických koeficientů Segmentu II-b a Segmentu II-a vyneseny do krabicových grafů (viz Obrázek 3.18) a porovnány párovým t-testem na hladině významnosti $p=0,05$.



Obrázek 3.16: Mapy kvadratických koeficientů znázorňující způsob plnění plic. V případě, že hodnota kvadratického koeficientu spadá do intervalu $\langle -0,2; 0,2 \rangle$ je plnění v dané oblasti plic považováno za lineární. Při dosažení hodnoty menší než $-0,2$ je plnění v dané oblasti plic považováno jako hyperinflace. Naopak při dosažení hodnot vyšších než $0,2$ je daná oblast plic v recruitmentu. Na snímku A je vyobrazená mapa kvadratických koeficientů před evakuací PE (Segment I). Na snímcích B a C jsou vyobrazeny mapy kvadratických koeficientů Segmentu II-a a Segmentu II-b po evakuaci PE s rozdílnou hodnotou baseline. Na snímku D se nachází rozdílový snímek Segmentu II-a a Segmentu II-b ($D = B - C$). Na snímcích E a F jsou rozdílové snímky, které byly vypočteny jako rozdíly jednotlivých Segmentů II-a a II-b od Segmentu I ($E = A - B$ a $F = A - C$).



Obrázek 3.17: Hodnoty výsledných kvadratických koeficientů Segmentu II-a (B) a Segmentu II-b (C) vzhledem k vertikální ose. Vpravo: rozdílový snímek.

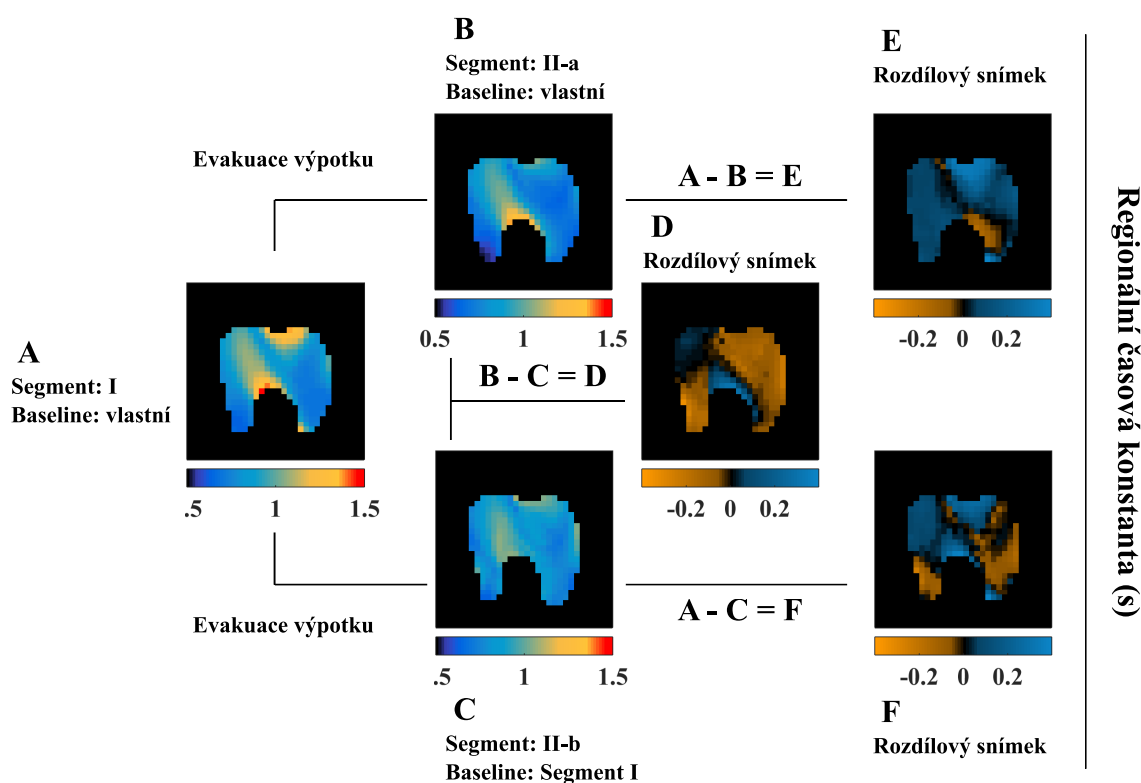


Obrázek 3.18: Krabicový graf znázorňující rozložení kvadratických koeficientů regionálních plicních charakteristik Segmentu II-a s vlastní hodnotou baseline (vlevo) a Segmentu II-b s hodnotou baseline Segmentu I (vpravo). Mezi kvadratickými koeficienty vypočtenými z jednotlivých segmentů byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl na hladině významnosti $p=0,05$. Statistická významnost je v grafu označena hvězdičkou.

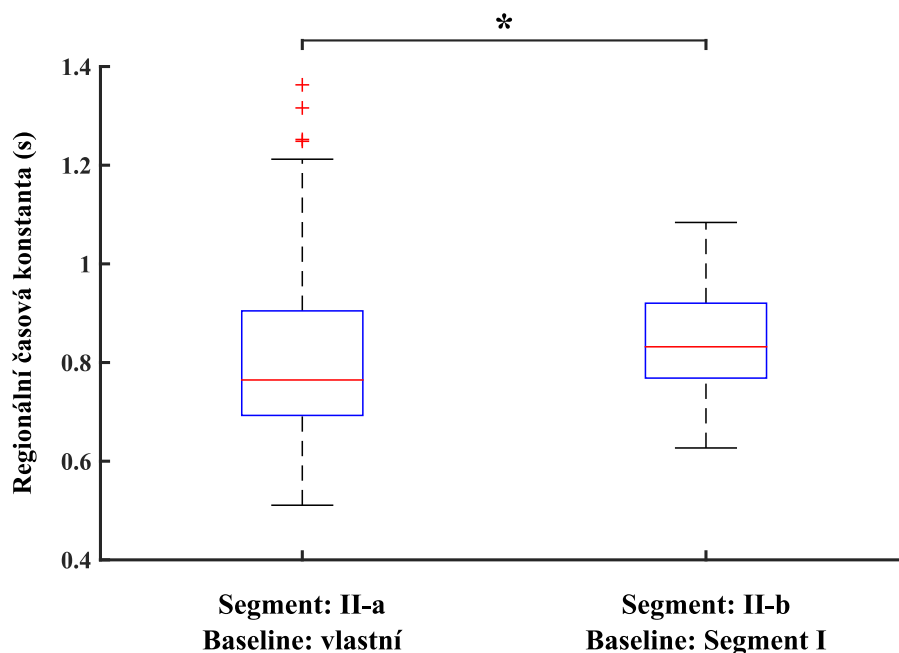
3.2.4 Regionální časové konstanty

Vypočtené hodnoty regionálních časových konstant byly vizualizovány do tzv. map regionálních časových konstant. Výsledná mapa regionálních časových konstant byla vypočtena jako medián z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Finální mapy ze všech studovaných segmentů byly vyobrazeny do Obrázku 3.19. Jako součást výsledků zde byly uvedeny i rozdílové snímky jednotlivých segmentů.

Hodnoty výsledných map regionálních časových konstant Segmentu II-b a Segmentu II-a byly současně vyneseny do krabicových grafů (viz Obrázek 3.20) a porovnány párovým t-testem na hladině významnosti $p=0,05$.



Obrázek 3.19: Mapy regionálních časových konstant, které popisují dynamiku proudění vzduchu při spontánním výdechu. Na snímku A je vyobrazená mapa regionálních časových konstant před evakuací PE (Segment I). Na snímcích B a C jsou vyobrazeny mapy regionálních časových konstant Segmentu II-a a Segmentu II-b po evakuaci PE s rozdílnou hodnotou baseline. Na snímku D se nachází rozdílový snímek Segmentu II-a a Segmentu II-b ($D = B - C$). Na snímcích E a F jsou rozdílové snímky, které byly vypočteny jako rozdíly jednotlivých Segmentů II-a a II-b od Segmentu I ($E = A - B$ a $F = A - C$).



Obrázek 3.20: Krabicový graf znázorňující rozložení regionálních časových konstant Segmentu II-a s vlastní hodnotou baseline (vlevo) a Segmentu II-b s hodnotou baseline Segmentu I (vpravo). Mezi regionálními časovými konstantami jednotlivých segmentů byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl na hladině významnosti $p=0,05$. Statistická významnost je v grafu označena hvězdičkou.

3.3 Diskuze

Výsledky této části práce ukazují, že vypočtené parametry regionální plicní ventilace pomocí systému EIT jsou velmi citlivé na změnu hodnoty baseline snímku. U všech studovaných parametrů se změna baseline snímku projevila statisticky nebo klinicky signifikantní změnou. Studovány byly zejména TV snímky, jejichž klinická významnost byla podpořena výpočtem procentuálního zastoupení ventilace zvolených oblastí zájmu. Z TV snímků vycházel taktéž nově implementovaný parametr regionální plicní ventilace – moment setrvačnosti, který by mohl být využíván pro zvýraznění změn relativní impedance periferních oblastí plicní tkáně. Následně byl popsán a testován parametr regionálních plicích charakteristik, který popisuje způsob plnění plic vzduchem v dané oblasti a parametr regionálních časových konstant, který naopak popisuje dynamiku plicní tkáně spojenou se spontánním výdechem pacienta.

V první řadě byly studovány TV snímky 3 zvolených segmentů EIT záznamu. Segment I s vlastní baseline byl vždy vizuálně porovnán se Segmentem II-a s vlastní baseline a se Segmentem II-b s baseline dle Segmentu I. V Segmentu II-b lze na Obrázku 3.7 po evakuaci pleurálního výpotku vidět výrazný nárůst hodnot relativní impedance ve 4. kvadrantu. V tomto místě byl tedy dle systému EIT identifikován PE, jelikož evakuací tekutiny se daná část plíce začne více plnit vzduchem a

impedance vzroste. U Segmentu II-a takto silný nárůst relativní impedance zaznamenám nebyl. Rozdílové snímky E a F Obrázku 3.7 potvrzují nárůst relativní impedance ve 2., 3. a 4. kvadrantu plic. Viditelný je zejména nárůst ve 4. kvadrantu, kde byl identifikován PE. Rozdílový snímek D mezi Segmentem II-a a Segmentem II-b vizualizuje větší nárůst relativní impedance 4. kvadrantu u studovaného Segmentu II-b. Mohlo by se zdát, že snímek D je spíše rozdílový snímek Segmentů odpovídajících situaci před a po evakuaci PE. Nicméně se jedná pouze o větší nárůst impedance u Segmentu II-b s hodnotou baseline snímku dle Segmentu I. Dle očekávání by hodnota baseline snímku neměla mít vliv na procentuální zastoupení ventilace jednotlivých ROI, ale Obrázek 3.8 a Obrázek 3.9 ukazují, že tomu tak není. Pouhou změnou baseline snímku totožného úseku EIT signálu se změnilo poměrné zastoupení ventilace jednotlivých ROI záznamu. Obrázek 3.9 ukazuje, že díky změně baseline snímku došlo k nárůstu zastoupení impedance ve 4. kvadrantu snímku o 4,5 %. Změny v jednotlivých ROI taktéž podporují grafy 3.10, 3.11 a 3.12, kde lze sledovat vývoj procentuálních zastoupení jednotlivých ROI v čase ve všech 20 po sobě jdoucích dechových cyklech Segmentu II-a a Segmentu II-b. Významné změny jsou opět vidět ROI zaměřených na kvadranty (Obrázek 3.12), především ve 4. kvadrantu. Procentuální zastoupení ventilace z dorsální do ventrální oblasti plic bylo vizualizováno na Obrázku 3.14, kde lze vidět i rozdílnou pozici centra ventilace při dvou různých hodnotách baseline. Rozdílový snímek zcela jasně ukazuje, že změnou baseline snímku Segmentu II-b podle Segmentu I došlo v tomto signálu ke změně procentuálního zastoupení ventilace. V dorsální části plic došlo k navýšení relativní impedance a ve ventrální části plic naopak k mírnému poklesu relativní impedance. Očekávalo se, že hodnoty relativní impedance TV snímků budou mít při rozdílné hodnotě baseline snímku totožného záznamu například větší rozptyl. Není však známo, proč dochází k takovýmto změnám relativní impedance na úrovni jednotlivých pixelů TV snímků. Změny procentuální ventilace na základě změny baseline snímku neodpovídají realitě. Na závěr byly hodnoty relativní impedance TV snímků Segmentu II-a a Segmentu II-b vyneseny do krabicových grafů a párovým t-testem porovnány. Na hladině významnosti $p=0,05$ nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl. Nicméně prostým součtem jednotlivých TV snímků došlo taktéž k navýšení celkové relativní impedance, která v tomto případě koresponduje s hodnotou dechového objemu (V_T – Tidal Volume). Na dané hladině významnosti sice signifikantní rozdíl nalezen nebyl, nicméně rozdíly v procentuálním zastoupení ventilace po změně baseline snímku jsou velmi významné při použití elektrické impedance tomografie v klinické praxi.

Následně byl implementován parametr, který vychází z TV snímků a znalosti jejich centra gravitace (CoG). Jedná se o parametr momentu setrvačnosti (M), který by mohl být užitečný pro zvýraznění a následném studiu změn relativní impedance

v periferních oblastí plicní tkáně. Jelikož parametr (M) přímo vychází z jednotlivých TV snímků, jsou zde vidět velmi podobné problémy, které byly popsány v předchozím odstavci. Hodnoty dílčích momentů setrvačností byly vizualizovány do podoby snímků pro všechny studované segmenty. V obou případech, Segmentu II-a a Segmentu II-b, je opět názorně vidět, že se po evakuaci pleurálního výpotku zvýšily hodnoty relativní impedance zejména ve 2., 3. a 4. kvadrantu (viz Obrázek 3.15). Největší změna je opět viditelná ve 4. kvadrantu Segmentu II-b, jak ukazuje rozdílový snímek F Obrázku 3.15. Impedanční úbytek je naopak zaznamenán v obou případech v oblasti 1. kvadrantu snímku, podobně jako tomu bylo u TV snímků. Nicméně i v tomto případě jsou vidět znatelné rozdíly mezi snímkem B a C Obrázku 3.15 (Segment II-a a Segment II-b). Rozdílový snímek D ukazuje zvýšené hodnoty relativní impedance právě ve 4. kvadrantu, kde byl identifikovaný PE. Není možné, aby docházelo k takto klinicky významným změnám relativní impedance v jednotlivých ROI pouze na základě upravení hodnoty baseline snímku.

Implementovaný parametr regionálních plicích charakteristik byl počítán z jednotlivých křivek relativních impedancí pro každý pixel EIT snímku. Výsledná hodnota kvadratického koeficientu pak popisuje, jak se mění způsob plnění plic vzduchem v dané oblasti. Výsledné hodnoty kvadratických koeficientů byly vizualizovány do tzv. map kvadratických koeficientů pro každý studovaný segment. Snímek A na Obrázku 3.16 vystihuje způsob plnění oblastí plic před evakuací PE. Na snímku jde vidět, že ve ventrální oblasti plic nad identifikovaným PE (cca 1. kvadrant) dochází k silné hyperinflaci plicní tkáně, které je zřejmě způsobena právě přítomností pleurálního výpotku. Přítomnosti hyperinflace v této oblasti plic by mohly podpořit i rozdílové TV snímky (E a F) Obrázku 3.7. Z TV snímků je zřejmé, že před evakuací pleurálního výpotku docházelo v dané oblasti (1. kvadrant) k větším impedančním změnám. Situaci po evakuaci výpotku názorně ukazují snímky B a C (Segment II-a a Segment II-b) na Obrázku 3.16. Lze na nich vidět, že po evakuaci PE přechází způsob plnění dané oblasti (1. kvadrant) z hyperinflace k lineárním plnění. Přejít k lineárnímu plnění plicní tkáně v dané oblasti je s největší pravděpodobností způsoben evakuací PE a následným provzdušněním dorsální oblasti levé plíce pacienta. Linearizaci plnění ve ventrální oblasti plic nad PE dokazují taktéž rozdílové snímky E a F Obrázku 3.16. Snímek D Obrázku 3.16 naopak ukazuje rozdíly ve vypočtených kvadratických koeficientech totožných EIT záznamů s rozdílnou hodnotou baseline snímku. V obou případech došlo po evakuaci PE k zvětšené hyperinflaci na hranici 2. a 3. kvadrantu snímku. O snímku Segmentu II-a lze prohlásit, že způsob plnění plicní tkáně ve ventrální oblasti byl výrazně lépe linearizován po evakuaci PE. Výsledné hodnoty kvadratických koeficientů Segmentu II-a a Segmentu II-b byly vyneseny do krabicových grafů (viz Obrázek 3.18) a statistické porovnání pomocí párového t-testu ukázalo statisticky signifikantní rozdíl na hladině významnosti

$p=0,05$. Z tohoto důvodu nelze určit, který přístup výpočtu je správný. Očekávalo se, že změna baseline hodnoty EIT záznamu nebude mít na výpočet parametru RFCh vliv. Čímž je zřejmé, že změna baseline má vliv na hodnoty impedančních změn jednotlivých pixelů EIT snímku.

Parametr regionálních časových konstant (τ) je oproti parametru regionálních plicních charakteristik počítán z expiračního intervalu dechového cyklu pro každý pixel EIT snímku zvlášť. Hodnota regionální časové konstanty popisuje dynamiku plicní tkáně při spontánním výdechu pacienta. Výsledné hodnoty τ byly vizualizovány do tzv. map regionálních časových konstant pro každý studovaný segment. Snímek A na Obrázku 3.19 znázorňuje dobu potřebnou pro spontánní výdech pacienta před evakuací PE. Na snímku lze vidět, že v oblasti, kde byl identifikován PE a v oblasti ventrálně od něj dochází ke značně rychlejšímu spontánnímu výdechu než v ostatních částech plicní tkáně. Tato skutečnost koresponduje s výskytem hyperinflačního způsobu plnění v oblasti nad identifikovaným PE. Problém nastává při hodnocení situace po evakuaci PE. Segment II-a a Segment II-b vykazují zcela opačné výsledky ve sledované oblasti (1. a 4. kvadrant). U Segmentu II-b po evakuaci PE očekávaně dochází k homogenizaci regionální časové konstanty plicní tkáně. Zejména pak v oblasti 1. a 4. kvadrantu, kde dochází ke zvyšování hodnoty τ , čili k prodloužení fáze spontánního expíria (viz Obrázek 3.19). U Segmentu II-a lze vidět neočekávané zrychlení expiračního intervalu po evakuaci PE. Rozdílnost výsledků jsou vidět na rozdílových snímcích E a F Obrázku 3.19. Na rozdílovém snímku D je pak názorně vidět rozdíl mezi totožnými úseky signálu EIT při změně hodnoty baseline snímku. Segment II-b dle očekávání dosahoval daleko pomalejšího průběhu expirační fáze v oblasti PE a oblasti hyperinflace ventrálně od něj (viz předchozí odstavec). Výsledné hodnoty regionálních časových konstant Segmentu II-a a Segmentu II-b byly vyneseny do krabicových grafů (viz Obrázek 3.20). Porovnáním dat pomocí párového t-testu byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl na hladině významnosti $p=0,05$ mezi hodnotami regionálních časových konstant Segmentu II-a a Segmentu II-b. Nelze proto určit, který přístup výpočtu je správný, neboť se opět očekávalo, že změna hodnoty baseline snímku EIT nebude mít vliv na vypočtené hodnoty τ .

Výsledky této části práce ukázaly značný vliv hodnoty baseline snímku na vypočtené parametry regionální plicní ventilace. V tuhle chvíli nelze určit, který z výpočtů je správný. Je ale zřejmé, že pouze změna hodnoty baseline snímku nemůže změnit procentuální zastoupení ventilace v jednotlivých ROI, způsob plnění plicní tkáně a délku spontánně vydechujícího pacienta.

Problematice vlivu hodnoty baseline byla v této práci věnována také následující kapitola.

4 Vliv baseline snímku na EIT záznam

Druhá část této práce je věnována vlivu změny referenčního snímku na rekonstruovaný signál elektrické impedanční tomografie. Důvody pro vznik kapitoly týkající se této problematiky přinesly výsledky kapitoly předchozí (kapitola 3). Výsledky předchozí kapitoly ukázaly rozdílné hodnoty parametrů umělé plicní ventilace pro totožný záznam EIT s rozdílnou relativní impedancí baseline snímku.

4.1 Metody

Pro účel vyšetření signálu elektrické impedanční tomografie při různých hodnotách relativní impedance baseline snímku byl vybrán úsek EIT signálu označený jako Segment I (viz podkapitola 3.1.4).

4.1.1 Změna baseline snímku EIT záznamu

Zvolený EIT záznam naměřeného pacienta odpovídající Segmentu I (viz podkapitola 3.1.4) byl otevřen v softwaru Dräger EIT Analysis Tool. Hodnotě baseline snímku byla automaticky přiřazena hodnota 0. Takto připravený soubor s EIT záznamem byl následně konvertován do datového typu „bin“, aby s ním mohlo být dále pracováno v programovém prostředí MATLAB (viz podkapitola 2). V programovém prostředí MATLAB byla rekonstruována křivka změn relativní impedance ΔZ , jak je uvedeno v podkapitole 2.2. Z celého souboru byl vybrán úsek označený jako Segment I. Tento úsek EIT signálu obsahoval celkem 20 po sobě jdoucích dechových cyklů se stabilními hodnotami relativní impedance na konci výdechu (*EELI*) a hodnotu relativní impedance odpovídající baseline snímku.

V softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool byl následně otevřen totožný EIT záznam odpovídající Segmentu I (viz podkapitola 3.1.4) a byla mu vnucena hodnota baseline snímku podle 12 dalších souborů záznamů elektrické impedanční tomografie. Každý z těchto totožných záznamů s různou hodnotou baseline snímku byl konvertován do datového typu „bin“. Následně byla u všech záznamů rekonstruována křivka relativní impedance. U všech záznamů byl totožně vybrán úsek záznamu označený jako Segment I, čili každý z 13 záznamů obsahoval stejný počet 20 po sobě jdoucích dechových cyklů s rozdílnou hodnotou relativní impedance odpovídající baseline snímku. Takto připravená EIT data Segmentu I byla postoupena následující analýze.

4.1.2 Závislost TV snímků na hodnotě baseline snímku

Pro zjištění závislosti TV snímků na hodnotě baseline bylo v první řadě potřeba zrekonstruovat křivku globální relativní impedance ΔZ všech 13 EIT záznamů. Pomocí

vektoru lokálních minim a maxim byly indentifikovány vektory end-exspirační plicní impedance $EELI$ a relativní impedance na konci nádechu ($EILLI$ – end-inspiratory lung impedance). Vektory určují hranice jednotlivých dechových cyklů. Pro každý z 13 záznamů s různou hodnotou baseline snímku bylo vypočteno 20 TV snímků z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Výsledný TV smínek pro každý záznam byl určen jako jejich medián. Celý postup výpočtu TV snímku je uvedený v podkapitole 3.1.5. Prostým součtem jednotlivých TV snímků byl získán vektor relativních impedancí ΔZ , jenž analogicky odpovídá dechovému objemu (V_T – Tidal Volume). Vypočtený vektor relativních impedancí ΔZ byl normalizován tak, aby Segmentu I s vlastní baseline (hodnota baseline snímku nabývá hodnoty 0) odpovídala hodnota 1. Normalizovaný vektor relativních impedancí ΔZ vystupoval jako závislá proměnná. Vektor hodnot relativní impedance odpovídající baseline snímku pro každý záznam byl do grafu vnesen jako nezávislá proměnná. Připravenými daty byl proložen model polynomu prvního stupně:

$$y = ax + b \quad (4.1)$$

a následně model mocninné funkce:

$$y = ax^b. \quad (4.2)$$

4.1.3 Regionální a globální křivka relativní impedance

Po zpracování závislosti TV snímků na hodnotě baseline snímků bylo potřeba se zaměřit na globální křivku změn relativní impedance. Z tohoto důvodu byly taktéž analyzovány a následně graficky znázorněny hodnoty mediánu $EELI$ a $EILLI$ pro každý EIT záznam s rozdílnou hodnotou baseline (závislá proměnná). Jako nezávislá proměnná byl stanoven vektor relativních impedancí odpovídající baseline snímkům pro každý z 13 rekonstruovaných záznamů. Připravenými daty byl proložen model polynomu prvního stupně dle rovnice 4.1.

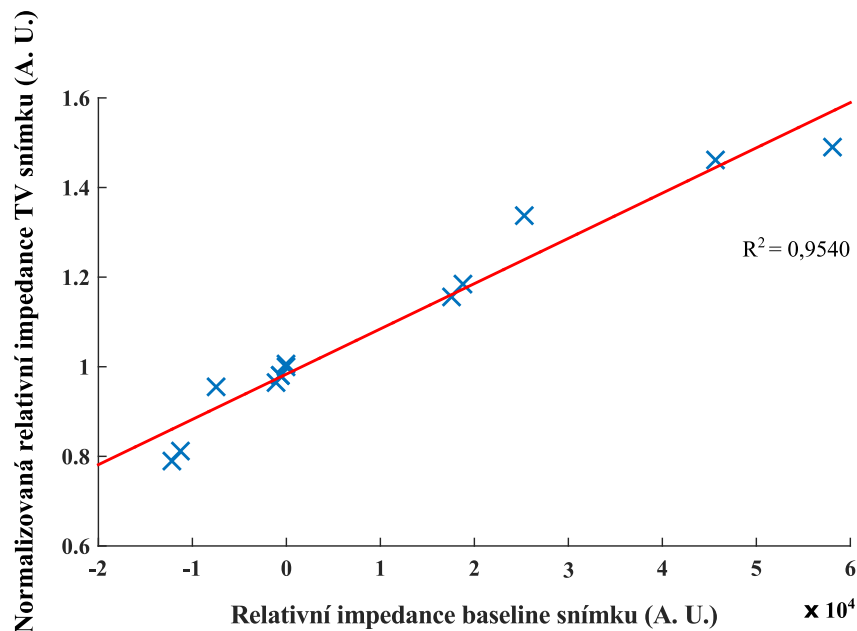
Následně byla testována závislost každého vzorku globální křivky změn relativní impedance. Jednotlivé vzorky globální křivky změn relativní impedance pro všech 13 totožných EIT záznamů s rozdílnou hodnotou baseline snímku byly vyneseny do grafu jako závislá proměnná (13 odpovídajících si vzorků ze všech EIT záznamů). Hodnoty relativní impedance baseline snímků každého EIT záznamu byly do grafu vyneseny jako nezávislá proměnná. Takto připravená data byla pro každý vzorek křivky globální relativní impedance proložena modelem přímky.

Ná závěr byla analogicky provedena analýza na úrovni jednotlivých pixelů EIT snímků. Hodnoty změn relativní impedance 13 odpovídajících si pixelů jednotlivých záznamů s rozdílnou hodnotou baseline snímku byly do grafu vyneseny jako závislá

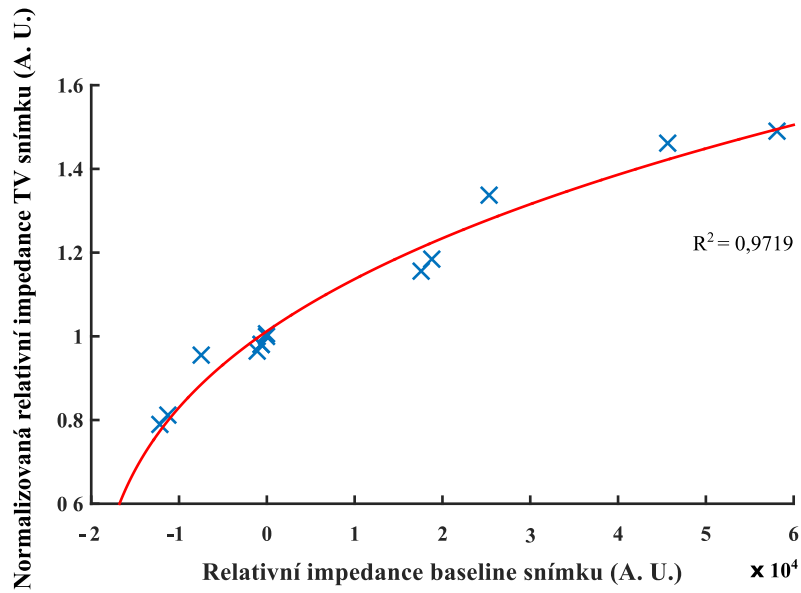
proměná. Hodnoty změn relativní impedance odpovídající baseline snímkům byly do grafu vyneseny jako nezávislá proměnná. Takto připravená data byla pro každý pixel záznamu proložena modelem přímky.

4.2 Výsledky

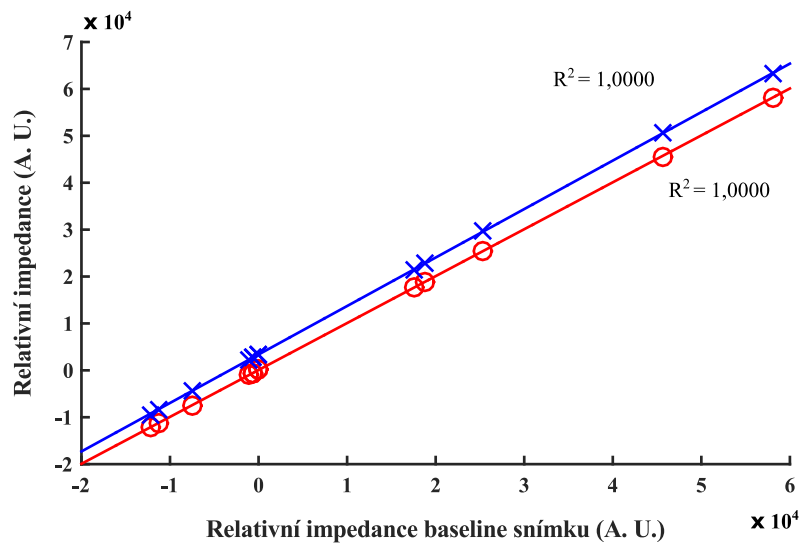
Závislost hodnoty relativní impedance jednotlivých TV snímků na relativní impedanci baseline snímku byla vynesena do grafů na Obrázcích 4.1 a 4.2. Závislost změny relativní impedance jednotlivých vzorků globální křivky na relativní impedanci baseline snímku byla vynesena do grafu na Obrázku 4.3. Závislost změn relativní impedance jednotlivých pixelů EIT snímků na relativní impedanci baseline snímku byla vynesena do grafů na Obrázku 4.4.



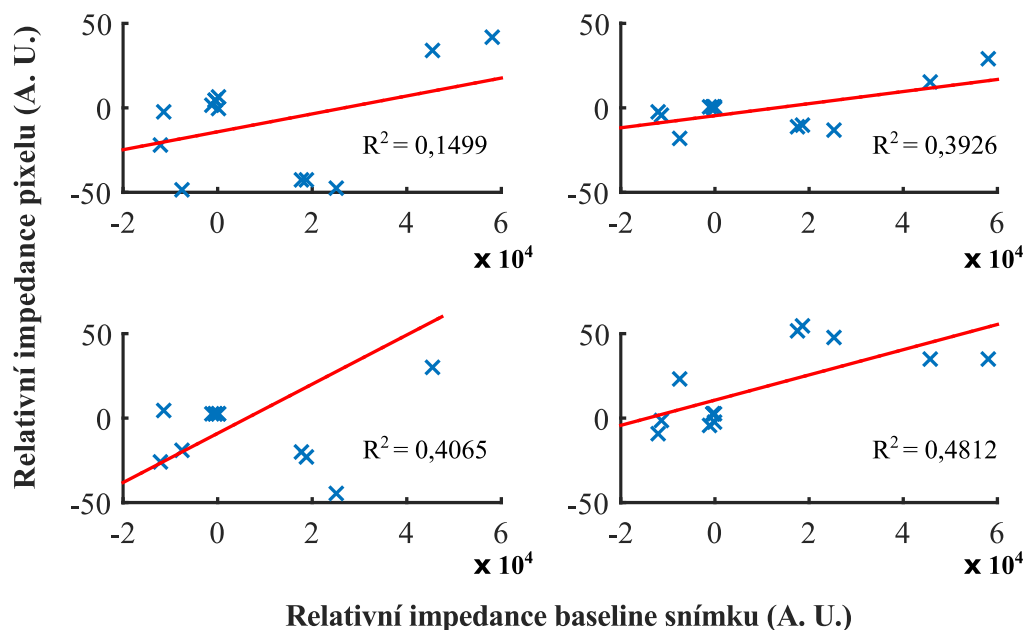
Obrázek 4.1: Graf závislosti normalizované relativní impedance TV snímků na relativní impedanci ΔZ baseline snímku měřeného EIT záznamu. Pro každý z 13 totožných EIT záznamů s různou hodnotou baseline snímku byl sestrojen TV snímek, který byl vypočten jako medián z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Hodnoty relativní impedance TV snímků byly normalizovány tak, aby EIT záznamu Segmentu I s vlastní baseline (hodnota baseline snímku nabývá hodnoty 0) odpovídala hodnota 1. Vypočtenými hodnotami byl proložen model lineární funkce: $y = ax + b$.



Obrázek 4.2: Graf závislosti normalizované relativní impedance TV snímků na relativní impedanci ΔZ baseline snímku měřeného EIT záznamu. Pro každý z 13 totožných EIT záznamů s různou hodnotou baseline snímku byl sestrojen TV snímek, který byl vypočten jako medián z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Hodnoty relativní impedance TV snímků byly normalizovány tak, aby EIT záznamu Segmentu I s vlastní baseline (hodnota baseline snímku nabývá hodnoty 0) odpovídala hodnota 1. Vypočtenými daty byl proložen model mocninné funkce: $y = ax^b$.



Obrázek 4.3: Graf závislosti relativní impedance ΔZ vektoru lokálních minim *EELI* a lokálních maxim *EILI* na relativní impedanci ΔZ baseline snímku měřeného EIT záznamu. Pro každý z 13 EIT záznamů s různou hodnotou baseline snímku byl sestrojen vektor hodnot end-expirační plicní impedance *EELI* (červená kolečka) a vektor hodnot end-inspirační plicní impedance *EILI* (modré křížky) z 20 po sobě jdoucích dechových cyklů. Výsledné hodnoty relativní impedance ΔZ byly vypočteny jako medián jednotlivých vektorů *EELI* a *EILI*. Výslednými hodnotami byl proložen model lineární funkce: $y = ax + b$.



Obrázek 4.4: Grafy závislosti relativní impedance ΔZ zvoleného pixelu na relativní impedanci ΔZ jednotlivých EIT záznamů s rozdílnou hodnotou relativní impedance odpovídající baseline snímku. Pro ukázkou byl vybrán 1 pixel s vysokou změnou relativní impedance původního EIT záznamu s vlastní hodnotou baseline. Grafy na levé straně obrázku zobrazují závislost změn relativní impedance pixelu na hodnotě baseline snímku ve dvou pozicích inspirační fáze dechového cyklu. Grafy na pravé straně obrázku znázorňují stejnou závislost ve dvou pozicích expirační fáze dechového cyklu.

4.3 Diskuze

Důvodem vzniku této části práce byly výsledky kapitoly 3, jenž přinesly statisticky i klinicky signifikantní rozdíly vypočtených parametrů regionální plicní ventilace pomocí EIT. Jediný rozdíl ve studovaných EIT signálech (Segmentu II-a a Segmentu II-b) byl v hodnotě baseline snímku. Cílem tedy bylo zjistit, jaký vliv má hodnota baseline snímku na rekonstruovaný signál elektrické impedanční tomografie.

Pro každý z 13 totožných EIT záznamů s rozdílnou hodnotou baseline snímku byla vypočtena impedanční hodnota mediánu TV snímků. Tato hodnota analogicky odpovídá hodnotě dechového objemu pacienta. Normalizovaná impedanční hodnota TV snímků byla vynesena grafů v závislosti na hodnotách relativní impedance odpovídajících baseline snímků jednotlivých záznamů. Výsledný graf je vidět na Obrázku 4.1, kde byla data proložena lineární funkcí a na Obrázku 4.2, kde byl použit model mocninné funkce, jejíž proložení vypočtenými daty je přesnější z hlediska vypočteného koeficientu determinace R^2 . Bez ohledu na model proložení funkce je zřejmé, že změna baseline snímku EIT souboru má zásadní vliv na celkovou hodnotu TV snímků, tedy i na dechový objem vypočtený pomocí systému EIT. Nezávislá proměnná byla normalizována tak, aby bylo zřejmé kolikrát se dechový objem může

vlivem změny baseline snímku změnit. Původnímu EIT signálu s nulovou hodnotou baseline snímku (Segment I s vlastní hodnotou baseline) byl pro jednoduchost přiřazen jednotkový dechový objem. Z grafu na Obrázku 4.1 lze vidět, že při zvýšení relativní impedance odpovídající baseline snímku přibližně na hodnotu 60 000 A. U. se dechový objem totožného signálu zvětší až 1,5krát. Podobná situace nastává při snižování hodnoty relativní impedance baseline snímku do záporných hodnot ΔZ , kde naopak dochází ke zmenšování dechového objemu.

Na Obrázcích 4.1 a 4.2 lze vidět, že závislost změn relativní impedance TV snímků (resp. dechových objemů) na baseline snímcích není zcela lineární. Daty lze lépe proložit model mocninné funkce. Naopak závislost změn relativní impedance lokálních minim (*EELI*) a lokálních maxim (*EILI*) dechových cyklů globální křivky relativní impedance na hodnotách baseline snímků je téměř lineární (viz Obrázek 4.3). Tento výsledek ukazuje, že se jednotlivé vzorky globální křivky změn relativní impedance při změně hodnoty baseline snímku mění lineárně. Nicméně, jak lze vidět na Obrázku 4.3, modely přímek pro vektor lokálních minim (červené přímka) a lokálních maxim (modrá přímka) nemají totožné hodnoty směrnice a nejsou tak vzájemně rovnoběžné. Vzájemná nerovnoběžnost přímek ukazuje, že se změnou hodnoty baseline snímku by se měla hodnota relativní impedance TV snímků měnit taktéž lineárně. S rostoucí hodnotou baseline snímku roste i hodnota relativní impedance TV snímku, tedy i hodnota dechového objemu. Naopak s klesající hodnotou baseline snímku zároveň klesá hodnota dechového objemu. Je tedy překvapivé, že závislost TV snímků (resp. dechových objemů) na hodnotě baseline snímků se taktéž nejeví lineárně (viz Obrázek 4.1 a 4.2). Tento jev se v rámci této práce nepodařilo spolehlivě objasnit, nicméně je zřejmé, že se každý vzorek globální křivky relativní impedance v závislosti na hodnotě baseline snímku bude měnit lineárně avšak s rozdílnou hodnotou směrnice přímky, což na výsledné hodnoty TV snímků může mít značný vliv.

Na závěr byla zjišťována závislost změn relativní impedance jednotlivých pixelů EIT snímků na změně hodnoty baseline snímku EIT záznamu. Na Obrázku ?? lze vidět 4 grafy závislosti změny relativní impedance 13 totožných pixelů (pro jeden graf) na hodnotě relativní impedance odpovídající baseline snímku daného záznamu. Grafy vlevo odpovídají dvěma vybraným snímkům z inspirační fáze dechového cyklu. Grafy vpravo odpovídají dvěma vybraným snímkům z expirační fáze dechového cyklu. Ze všech 4 snímků byl vybrán jediný pixel s vysokými změnami relativní impedance ΔZ , který odpovídal jednomu z pixelů funkční oblasti zájmu (plicní tkáni). Jak lze na jednotlivých grafech vidět, jakákoliv závislost mezi změnami relativní impedance vybraného pixelu a hodnotami baseline snímků daných záznamů téměř neexistuje. Po zjištění lineární závislosti jednotlivých vzorků globální křivky relativní impedance na baseline snímcích 13 totožných záznamů, se podobná situace očekávala i na úrovni jednotlivých pixelů. Závislost hodnot změn

relativní impedance jednotlivých pixelů na hodnotách baseline snímků všech 13 tožných záznamů (s rozdílnou hodnotou baseline snímku) se však zjistit nepodařilo.

Z výše uvedeného vyplývá, že změna baseline snímku záznamu elektrické impedanční tomografie výrazně ovlivňuje vlastnosti rekonstruované křivky změn relativní impedance. Na úrovni globální křivky změn relativní impedance byla zjištěna lineární závislost mezi nárůstem hodnot změn relativní impedance jednotlivých vzorků a rostoucí hodnotou baseline snímku. S tímto jevem byl spojen i nárůst hodnoty impedančních změn TV snímků společně rostoucí hodnotou baseline snímku. Závislost změn relativní impedance jednotlivých pixelů EIT snímků na hodnotě baseline snímku se v této práci objasnit nedokázala. Z těchto důvodů je vhodné zvážit, zda-li je manuální změna hodnoty baseline snímku záznamu elektrické impedanční tomografie opravdu nezbytná. V opačném případě lze dojít k rozdílným výsledkům, jak již bylo ukázáno v první části této práce (viz podkapitola 3.2), které by následně mohly být chybně interpretovány.

5 Závěr

Systém elektrické impedanční tomografie je přístroj, který v současnosti nabízí nové možnosti monitorování plicní ventilace. Přes všechny své výhody však přináší i svá uskálí, která souvisí s interpretací získaných dat a následně vypočtených parametrů. Tato práce byla rozdělena na dvě části, které se této problematice věnují.

V první části práce byly popsány a následně implementovány algoritmy pro výpočet parametrů regionální plicní ventilace, které lze vypočítat pomocí dat naměřených systémem elektrické impedanční tomografie. Implementované algoritmy parametrů regionální plicní ventilace byly otestovány na naměřených EIT datech pacientů. Při analýze dat bylo zjištěno, že změna hodnoty baseline snímku EIT záznamu vede k rozdílným výsledkům, které by v klinické praxi mohly být chybně interpretovány.

Druhá část práce byla věnována objasnění vlivu hodnoty baseline snímku na rekonstruovaný záznam elektrické impedanční tomografie. V rámci této části práce se nepodařilo detailně popsat všechny vlivy změny baseline snímku na EIT záznam, avšak poznatky a závěry uvedené v této práci doporučují zvážit, zda-li je manuální změna hodnoty baseline opravdu nezbytná, jelikož může vést k chybné interpretaci naměřených EIT dat.

Reference

- [1] HOLDER, David. Electrical impedance tomography: methods, history, and applications. *Philadelphia: Institute of Physics Pub.*, 2005, xiii, 456 s.
- [2] I. Frerichs, J. Hinz, P. Herrmann, G. Weisser, G. Hahn, M. Quintel, a G. Hellige, „Regional lung perfusion as determined by electrical impedance tomography in comparison with electron beam CT imaging,” *IEEE transactions on medical imaging*, roč. 21, č. 6, str . 646-652, červen 2002.
- [3] S. Pulletz, H. R. van Genderingen, G. Schmitz, G. Zick, D. Schädler, J. Scholz, N. Weiler, and I. Frerichs, „Comparison of different methods to define regions of interest for evaluation of lung ventilation by EIT,” *Physiological Measurement*, roč. 27, č. 5, str. 115, 2006.
- [4] P. Blankman, D. Hasan, G. Erik, a D. Gommers, „Detection of 'best' positive end-expiratory pressure derived from electrical impedance tomography parameters during a decremental positive end-expiratory pressure trial," *Critical Care (London, England)*, roč. 18, č. 3, str. R95, 2014.
- [5] Z. Zhao, D. Steinmann, I. Frerichs, J. Guttman, a K. Möller, „PEEP titration guided by ventilation homogeneity: a feasibility study using electrical impedance tomography,” *Critical Care (London, England)*, roč. 14, č. 1, str. R8, 2010.
- [6] K. Buzkova a J. Suchomel, „Use of electrical impedance tomography for quantitative evaluation of disability level of bronchopulmonary dysplasia,” *E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, Iasi, Romania, Listopad 2013, str. 1-4.
- [7] B. H. Brown, R. A. Primhak, R. H. Smallwood, P. Milnes, A. J. Narracott, a M. J. Jackson, „Neonatal lungs: maturational changes in lung resistivity spectra,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, roč. 40, č. 5, str. 506-511, září 2002.
- [8] E. TESCHNER a M. IMHOF, „Electrical Impedance Tomography: The realization of regional ventilation monitoring,” Dräger Medical GmbH, Německo 2011 s. 123.
- [9] P. Nopp, E. Rapp, H. Pfutzner, H. Nakesch, a C. Ruhsam, „Dielectric properties of lung tissue as a function of air content,” *Physics in Medicine and Biology*, roč. 38, č. 6, str. 699-716, červen. 1993.

- [10] V. Sobota, „Využití systému elektrické impedanční tomografie pro sledování změn vodní bilance,” Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Květen 2013.
- [11] S. Leonhardt and B. Lachmann, „Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?,” *Intensive Care Medicine*, roč. 38, č. 12, str. 1917-1929, 2012.
- [12] D. C. Barber, „Quantification in impedance imaging,” *Clinical Physics and Physiological Measurement*, roč. 11, str. 45-56, 1990.
- [13] G. Hahn, I. Sipinkova, F. Baisch, and G. Hellige, „Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions,” *Physiological Measurement*, roč. 16, č. 3A, str. A161-A173, 1995.
- [14] M. van Heerde, K. Roubik, V. Kopelent, M. Kneyber, and D. Markhorst, „Spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation improves regional lung characteristics in experimental lung injury,” *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, roč. 54, č. 10, str. 1248-1256, 2010.
- [15] P. DOSTÁL, *Základy umělé plicní ventilace 2.*, rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2004, Intenzivní medicína, ISBN 80-734-5007-0.
- [16] M. Miedema, F. H. de Jongh, I. Frerichs, M. B. van Veenendaal, and A. H. van Kaam, „Regional respiratory time constants during lung recruitment in high-frequency oscillatory ventilated preterm infants,” *Intensive Care Medicine*, roč. 38, č. 2, str. 294-299.
- [17] S. Pulletz, M. Kott, G. Elke, D. Schadler, B. Vogt, N. Weiler, a I. Frerichs, „Dynamics of regional lung aeration determined by electrical impedance tomography in patients with acute respiratory distress syndrome,” *Multidisciplinary Respiratory Medicine*, roč. 7, č. 1, str. 44, 2012.
- [18] P. L. Róka, A. D. Waldmann, B. Muller, F. Ender, S. H. Bohm, W. Windisch, S. Strassmann, a C. Karagiannidis, „Breath-by-breath regional expiratory time constants by electrical impedance tomography – a feasibility study,” in *Proceedings of the 16th International Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography*, str. 50, Switzerland, červen 2015.
- [19] „Comparison of regional and global expiratory time constants measured by electrical impedance tomography,” in *Proceedings of the 36th International Symposium on Intensive Care and Emergency Medicine*, str. 254, Brussels, Belgium, břez. 2015.

- [20] A. D. Waldmann, S. H. Böhm, W. Windisch, S. Strassmann, C. Karagiannidis, „Electrical impedance tomography: Robustness of a new pixel wise regional expiratory time constant calculation” in *Proceedings of the 36th International Symposium on Intensive Care and Emergency Medicine*, str. 255, Belgium, Brussels, Březen 2015.
- [21] Z. Zhao, K. Moller, D. Steinmann, I. Frerichs, a J. Guttman, „Evaluation of an electrical impedance tomography-based Global Inhomogeneity Index for pulmonary ventilation distribution,” *Intensive Care Medicine*, roč. 35, č. 11, str. 1900-1906, listopad 2009.
- [22] I. Frerichs, G. Hahn, W. Golisch, M. Kurpitz, H. Burchardi, a G. Hellige, „Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography," *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, roč. 42, č. 6, str. 721-726, červenec 1998.
- [23] O. C. Radke, T. Schneider, A. R. Heller, a T. Koch, „Spontaneous breathing during general anesthesia prevents the ventral redistribution of ventilation as detected by electrical impedance tomography: a randomized trial,” *Anesthesiology*, roč. 116, č. 6, str. 1227-1234, červen 2012.
- [24] H. Luepschen, T. Meier, M. Grossherr, T. Leibecke, J. Karsten, a S. Leonhardt, „Protective ventilation using electrical impedance tomography,” *Physiological Measurement*, roč. 28, č. 7, str. 247-260, červenec 2007.
- [25] R. Pikkemaat, K. Tenbrock, S. Lehmann, a S. Leonhardt, „Electrical impedance tomography: New diagnostic possibilities using regional time constant maps,” *Applied Cardiopulmonary Pathophysiology*, roč. 16, str. 212-225, 2012.
- [26] M. Langer, „Využití systému elektrické impedanční tomografie pro sledování změn vodní bilance,” Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Květen 2016.
- [27] V. Sobota, „Vliv ventilačních parametrů na vyhodnocení regionální plicní ventilace pomocí elektrické impedanční tomografie,” Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Květen 2016.

Seznam příloh

Příloha A: Obsah CD

Příloha A: Obsah CD

Součástí přiloženého CD je:

Popis souboru	Název souboru
Abstrakt (v anglickém jazyce)	abstract.pdf
Abstrakt (v českém jazyce)	abstrakt.pdf
Diplomová práce	diplomova_prace.pdf
Klíčová slova (v anglickém jazyce)	keywords.pdf
Klíčová slova (v českém jazyce)	klicova_slova.pdf
Zadání diplomové práce	zadani_DP.pdf