

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra biomedicínské techniky

Obor: Biomedicínské inženýrství



**Elektrická impedanční tomografie
hrudníku v neodkladné péči**

**Electrical Impedance Tomography of the
Thorax in Critical Care**

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vypracoval: Bc. Bedřich Hádek

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

Rok: 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hádek** Jméno: **Bedřich** Osobní číslo: **465474**
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:

Elektrická impedanční tomografie hrudníku v neodkladné péči

Název diplomové práce anglicky:

Electrical Impedance Tomography of the Thorax in Critical Care

Pokyny pro vypracování:

Data z elektrické impedanční tomografie (EIT) hrudníku popisují impedanční změny způsobené nejenom ventilací plic, ale také plicní perfuzí a pulsatilní aktivitou srdce. Na základě pokročilé analýzy EIT dat zjistíte, zda a do jaké míry je možné odlišit impedanční změny způsobené plicní ventilací od impedančních změn způsobených pulsatilní aktivitou srdce. Využijte data z experimentů získaných při evakuaci pleurálního výpotku u lidí, tekutinové substituce u prasat a případně data z dalších EIT studií.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Rara, A., Roubík, K., Tyll, T., Effects of pleural effusion drainage in the mechanically ventilated patient as monitored by electrical impedance tomography and end-expiratory lung volume: A pilot study., Journal of Critical Care, ročník 59, 2020, Říjen, 76-80 s.
[2] Sobota V, Müller M, Roubík K., Intravenous administration of normal saline may be misinterpreted as a change of end-expiratory lung volume when using electrical impedance tomography, Scientific Reports, ročník 9, číslo 1, 2019, Duben, 5775 s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

MUDr. Martin Müller

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2021**

Platnost zadání diplomové práce: **18.09.2022**

Doc. Ing. Martin
Rožánek, Ph.D.
Digitálně podepsal Doc.
Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
Datum: 2021.03.03
22:02:38+01:00.....

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Jozef
Rosina, Ph.D.,
MBA
Digitálně podepsal prof.
MUDr. Jozef Rosina, Ph.D.,
MBA
Datum: 2021.03.04 11:50:19
+01:00.....

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

.....
Datum převzetí zadání

.....
Podpis studenta(ky)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Elektrická impedanční tomografie hrudníku v neodkladné péči 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

.....

Bc. Bedřich Hádek

Poděkování

Děkuji prof. Ing. Karlovi Roubíkovi, PhD. za vedení diplomové práce, rady a připomínky a MUDr. Martinovi Müllerovi za jeho konzultace k tématu. Dále děkuji členům našeho výzkumného týmu Ing. Vladislavovi Sobotovi, PhD. a MUDr. Aleši Rárovi za jejich cenné rady.

Bc. Bedřich Hádek

Abstrakt

Elektrická impedanční tomografie hrudníku v neodkladné péči

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je rozšířenou metodou, jež se využívá pro hodnocení kvality umělé plicní ventilace u pacientů na jednotkách intenzivní péče. Data z EIT hrudníku zaznamenávají jak plicní aktivitu, tak i srdeční. Cílem této práce je zjistit, zda a do jaké míry lze tyto dvě části signálu od sebe oddělit. Pro separaci těchto dvou složek byly využity tři metody: filtrace pásmovou propustí, aproximace signálu za pomoci šablon získaných analýzou hlavních komponent (PCA) a nově navržená metoda využívající hřebenového filtru. Pro všechny metody byly zároveň určeny jejich limitace k čemuž byly využity EIT data z již už proběhlých experimentů (dva lidské, jeden animální). Pro separaci srdeční složky signálu byla nejúspěšnější nově navržená metoda. Metoda využívající PCA se jeví jako optimalizovaná pro signály EIT pocházející z lidských subjektů, přičemž filtrace pásmovou propustí byla využitelná jen pro spontánní ventilaci. Tyto poznatky mohou být dále využity pro další výzkum.

Klíčová slova

elektrická impedanční tomografie, srdeční aktivita, separace

Abstract

Electrical Impedance Tomography of the Thorax in Critical Care

Electrical impedance tomography (EIT) is a widespread method used to assess the quality of mechanical ventilation in patients in critical care. The thoracic EIT data captures both the pulmonary activity and the cardiac activity. The aim of this work is to determine whether and to what extent these two parts of the signal can be separated from each other. Three methods were used to separate the two components: band pass filtering, signal approximation using templates obtained by the principal component analysis (PCA), and a newly designed comb filter method. At the same time, their limits were determined using EIT data from two past experiments (two human, one animal). To separate the heart component of the signal, the most successful method was the one newly proposed. The PCA method appears to be optimised for human-derived EIT signals, with band pass filtering being only able to separated the cardiac part of the signal in spontaneously ventilated subjects. This knowledge can be used for further research.

Keywords

electrical impedance tomography, cardiac activity, separation

Obsah

Seznam použitých zkratek	10
Seznam obrázků	11
1 Úvod	13
1.1 Teoretický úvod	13
1.1.1 Impedance tkáně	13
1.1.2 Měření impedance	15
1.1.3 Změny impedance hrudníku	16
1.2 Vznik EIT obrazu	18
1.2.1 Výběr referenčního snímku	19
2 Přehled současného stavu	20
2.1 Historie	20
2.2 Přehled současného stavu	21
2.2.1 Separace srdeční složky EIT signálu za pomoci EKG	21
2.2.2 Oddělení ventilační a perfúzní složky EIT signálu filtrací	22
2.2.3 Zadržetí dechu	23
2.2.4 Použití kontrastních látek	23
2.2.5 Separace za pomoci analýzy hlavních komponent	24
2.2.6 Analýza nezávislých komponent	24
3 Cíle práce	25
4 Metody	26
4.1 Data	26
4.1.1 Pleurální výpotek	26
4.1.2 Tekutinová bilance	27
4.1.3 Kapnoperitoneum	27
4.2 Export dat	28

4.3	Separace srdeční složky	29
4.3.1	Separace filtrací	29
4.3.2	Kombinace pásmové filtrace a hřebenové filtrace	31
4.3.3	Separace pomocí analýzy hlavních komponent	33
4.4	Výběr oblasti zájmu (ROI)	37
5	Výsledky	38
5.1	Ověření jednotlivých metod	38
5.1.1	Ověření separace na základě jednoduché pásmové filtrace	38
5.1.2	Limitace této metody	39
5.1.3	Prostorová závislost překryvu spekter	40
5.1.4	Ověření metody separace za pomoci hřebenového filtru	41
5.1.5	Limitace filtrace hřebenovým filtrem	42
5.1.6	Ověření metody aproximace pomocí PCA	42
5.1.7	Limitace separace na základě PCA	45
5.2	Vyhodnocení metod pro jednotlivé skupiny dat	47
5.3	Příklad využití separovaného signálu	48
6	Diskuze	51
7	Závěr	54
	Reference	55

Seznam použitých zkratek

BMI	index tělesné hmotnosti (BMI z angl. <i>Body mass index</i>)
EELI	plicní impedance na konci výdechu (EELI z angl. <i>End-Expiratory Lung Impedance</i>)
EELV	plicní objem na konci výdechu (EELV z angl. <i>End-Expiratory Lung Volume</i>)
EIT	Elektrická impedanční tomografie (EIT z angl. <i>Electrical impedance tomography</i>)
EKG	elektrokardiogram
fEIT	funkční elektrická impedanční tomografie (fEIT z angl. <i>functional Electrical Impedance Tomography</i>)
FFT	rychlá Fourierova transformace (FFT z angl. <i>Fast Fourier Transform</i>)
ICA	analýza nezávislých komponent (ICA z angl. <i>Independent Component Analysis</i>)
LMS	metoda nejmenších středních čtverců (LMS z ang. <i>least-mean-square</i>)
PCA	analýza hlavních komponent (PCA z angl. <i>Principal Component Analysis</i>)
PEEP	pozitivní tlak v plicích na konci výdechu (PEEP z angl. <i>Positive end-expiratory pressure</i>)
ROI	oblast zájmu (ROI z angl. <i>Region of Interest</i>)
SV	tepový objem (SV z angl. <i>Stroke Volume</i>)

Seznam obrázků

1.1	Rezistivita plné krve. Autor: B. Brown, převzato z [4].	14
1.2	Tetrapolární měření impedance Autor: B. Brown, převzato z [4].	16
1.3	Závislost plicní impedance na frekvenci pro různé objemy vzduchu v plicích. Objemy vzduchu jsou od sebe v ekvidistantních krocích.	17
1.4	Metoda sousedních párů znázorněná graficky. Převzato z [8].	18
1.5	Porovnání volby referenčního snímku u dlouhodobého EIT záznamu.	19
2.1	První tomografický obrázek EIT zobrazující paži. Pro vytvoření obrázku bylo použito 16 elektrod a zpětná projekce. Převzato z [14].	20
2.2	Frekvenční spektrum signálu z EIT, kde se překrývají perfúzní a ventilační složka signálu. Černou barvou jsou označeny frekvence patřící k ventilační složce a červenou perfúzní.	22
2.3	Nahrany úsek EIT, kdy je vidět úsek pouze se srdeční činností.	23
2.4	Vývojový diagram separace signálů za pomoci PCA.	24
4.1	Snímek obrazovky zachycující software Dräger EIT analysis tool 6.1 a možnosti filtrace.	30
4.2	Frekvenční a fázová odezva pásmové propusti 0,9 až 4,6 Hz použité pro filtraci srdečního signálu.	30
4.3	Příklad části frekvenční a fázové odezvy hřebenového zářezového filtru se základní frekvencí 0.25 Hz (15 min^{-1}).	32
5.1	Příklad separovaného signálu pouze za pomoci pásmové propusti 50 až 275 min^{-1}	38
5.2	Příklad pokusu o separaci signálu pouze za pomoci pásmové propusti 50 až 275 min^{-1} . Spektrální čáry jež jsou násobky 15 patří k ventilační složce. Srdeční frekvence je 64 min^{-1}	39
5.3	Prostorová závislost překryvu ventilačního a srdečního spektra.	40

5.4	Příklad separovaného signálu při použití pásmové propusti 50 až 275 min^{-1} (viz. obrázek 5.2) a následné filtraci hřebenovým zářezovým filtrem (15 min^{-1}).	41
5.5	Příklad signálu, kdy není možné signál separovat pomocí hřebenové filtrace. Harmonická ventilační frekvence má stejnou hodnotu, jako srdeční frekvence (68 min^{-1}).	42
5.6	Postup ověření metody PCA.	43
5.7	Porovnání původního signálu oproti separovanému signálu ze součtu.	44
5.8	Porovnání frekvenčního spektra obou signálů.	44
5.9	Porovnání frekvenčních spekter získaných šablon pro signál EIT z dat naměřených na praseti a na člověku.	45
5.10	Porovnání aproximovaných signálů pomocí šablon získaných z PCA pro EIT z prasete a člověka a detaily obou signálů. Signály korespondují s FFT z obrázku 5.9.	46
5.11	Úspěšnost separace srdeční pro data z laparoskopických operací jednotlivými metodami.	47
5.12	Úspěšnost separace srdeční pro data ze studie podání bolusu FR pro jednotlivé metody.	47
5.13	Úspěšnost separace srdeční pro data ze studie evakuace pleurálního výpotku pro jednotlivé metody.	48
5.14	Segmentované ROI z EIT signálu pro pacienta E07 dle [33].	48
5.15	Potenciální způsob využití dat z evakuace pleurálního výpotku (E07).	50

Kapitola 1

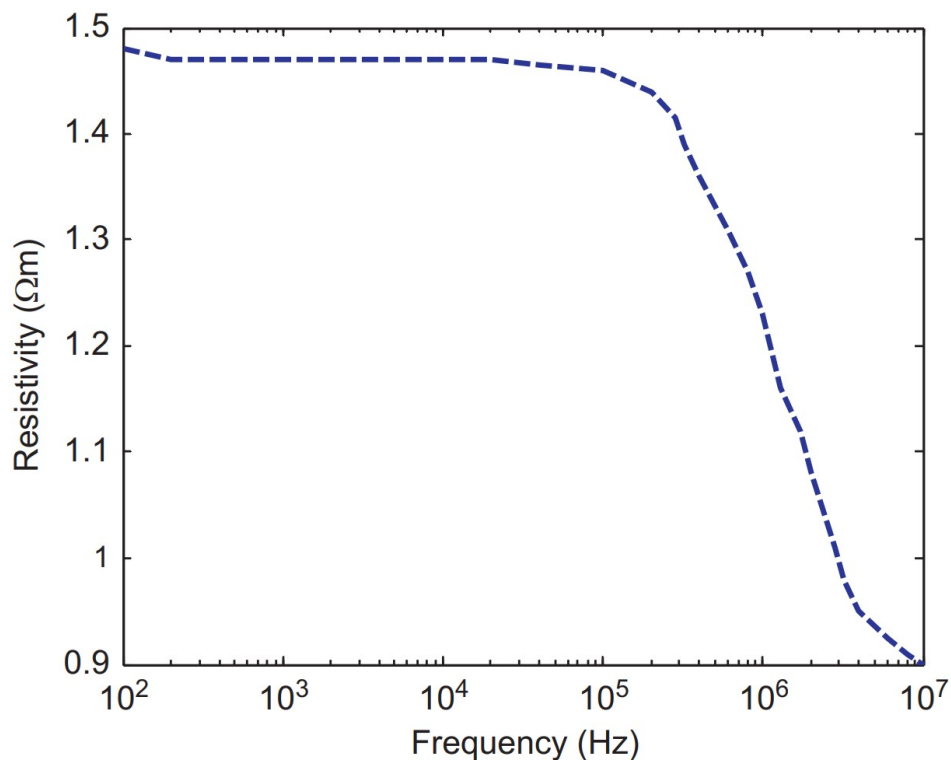
Úvod

Elektrická impedanční tomografie (EIT z angl. *Electrical impedance tomography*) patří mezi nejpoužívanější způsoby hodnocení kvality plicní ventilace přímo u lůžka pacienta na jednotkách intenzivní péče. Největší výhodou EIT je jeho neinvazivita, absence ionizující záření, zobrazení dat v reálném čase a nulová zátěž pro pacienta. Je známo, že konvenčními ventilátory sledované parametry, jako dynamická poddajnost, dolní inflexní bod a vztahy tlak-čas nemusí být dostatečnými indikátory pro zabránění poškození plic při protektivní ventilaci. EIT nabízí regionální informace o ventilaci a potenciálně i o perfúzi plic [1, 2, 3].

1.1 Teoretický úvod

1.1.1 Impedance tkáně

EIT spočívá ve vizualizaci a kvantifikaci tkáňové impedance zjištěné pomocí toku velmi malých elektrických proudů a následného měření výsledných napětí na povrchu trupu. Na rozdíl vodičů prvního druhu, kde nosiči náboje jsou elektrony, tak při vedení náboje ve tkáních, se využívá tzv. iontových nosičů. Jedná se hlavně o sodíkové, draselné a chloridové ionty. Téměř všechny bioelektrické signály se mění s časem, a proto jejich křivky je možné kategorizovat podle frekvence [4].



Obrázek 1.1: Rezistivita plné krve. Autor: B. Brown, převzato z [4].

Tabulka 1.1: Rezistivita hrudních tkání. Přejato z [5].

Tkáň	Rezistivita ($\Omega \cdot \text{cm}$)
Krev	150
Plíce při inspiraci	2400
Plíce při expiraci	700
Srdeční sval, podélně	125
Srdeční sval, příčně	1800
Příčně pruhovaná svalovina	420 - 5200
Tuk	2000 - 2700
Kost	16600

Na každé specifické frekvenci má tkáň určitou impedanci, určenou vodivostí a permitivitou. Krev lze v tomto ohledu poměrně snadno definovat. Skládá se z kombinace buněk ve vodivém extracelulárním prostoru. Při relativně nízkých frekvencích (<1 kHz) bude elektrický proud téct extracelulárním prostorem, tedy kolem buněk,

a hlavní složkou impedance bude tedy převážně odpor. Jakmile však frekvenci zvýšíme, tak se proud dostane do buněčné membrány, a tudíž prezentovaná impedance bude obsahovat i kapacitní složku. Pokud budeme frekvenci nadále zvyšovat, začne proud pronikat intracelulárně, a pak se krev bude jevit jako jednotné odporové médium. Klasická frekvenční závislost měrného odporu (rezistivity) krve je zobrazeno na obrázku 1.1 [4, 6, 5]. V tabulce 1.1 je pak možné vidět škálu hodnot rezistivity tkání obsažených v hrudníku.

1.1.2 Měření impedance

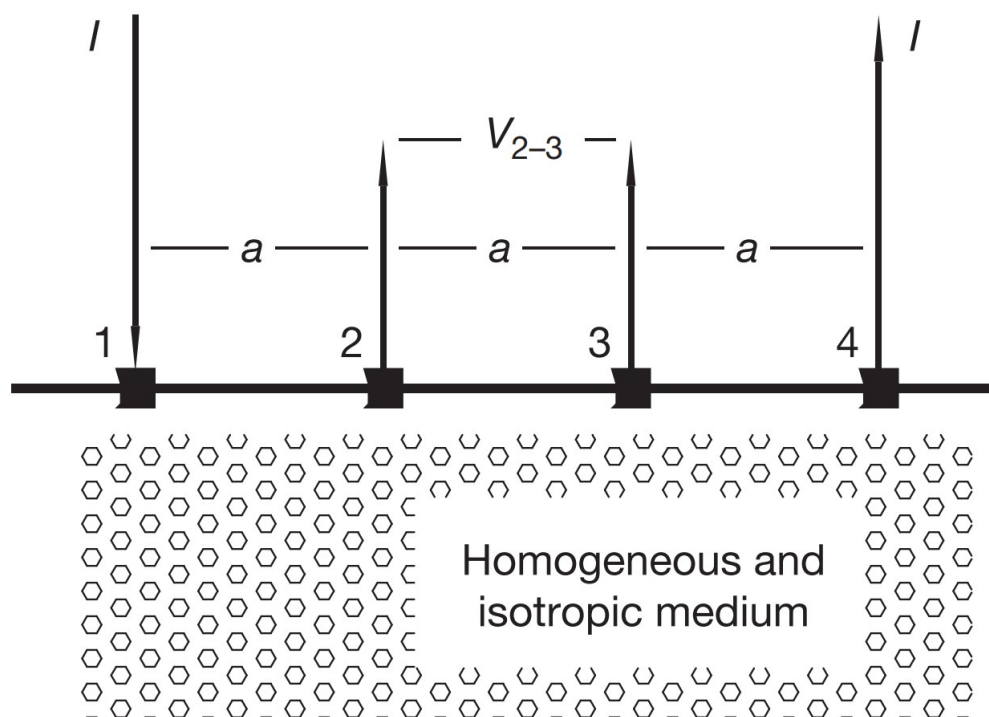
Pro vyčíslení elektrických vlastností tkáně je nejčastěji využívána měrná vodivost (konduktivita), stejně jako její obrácená hodnota – rezistivita. Konduktivita se měří v Siemensech na metr ($S \cdot m^{-1}$) a je to poměr amplitudy proudu, který proudí k potenciálu aplikovaného na metr krychlový tkáně. Odpor se měří v ohm metrech ($\Omega \cdot m$). Měření impedance lze provést dvěma způsoby dle počtu použitých elektrod [6, 5].

Bipolární měření

Při bipolárním měření je aplikován proud a následně měřen potenciál mezi dvěma elektrodami, který umožňuje dopočítat tkáňovou impedanci. Samotná impedance se však skládá ze dvou složek; z impedance použitých elektrod a impedance tkáně. Ve většině případů je impedance představovaná elektrodou značně vyšší, a to hlavně kvůli rozhraní elektroda-tkáň. Tyto dvě složky je velmi obtížné oddělit. Proto se bipolární měření pro EIT nepoužívá [4].

Tetrapolární měření

Použití čtyř místo dvou elektrod odstraní mnoho nevýhod bipolárního měření. Na obrázku 1.2 jsou patrné čtyři elektrody očíslované 1 až 4. Určitý proud o známé velikosti poteče mezi vnější dvojicí elektrod 1 a 4 a tento proud nebude závislý na impedanci těchto elektrod. Stejně tak je možné měřit potenciál mezi elektrodami 2 a 3, který je výsledkem toku proudu v tkáni. Pokud bude měření provedeno pomocí zesilovače s velmi vysokou vstupní impedancí, nebude pak měření záviset na impedanci elektrod [4].



Obrázek 1.2: Tetrapolární měření impedance Autor: B. Brown, převzato z [4].

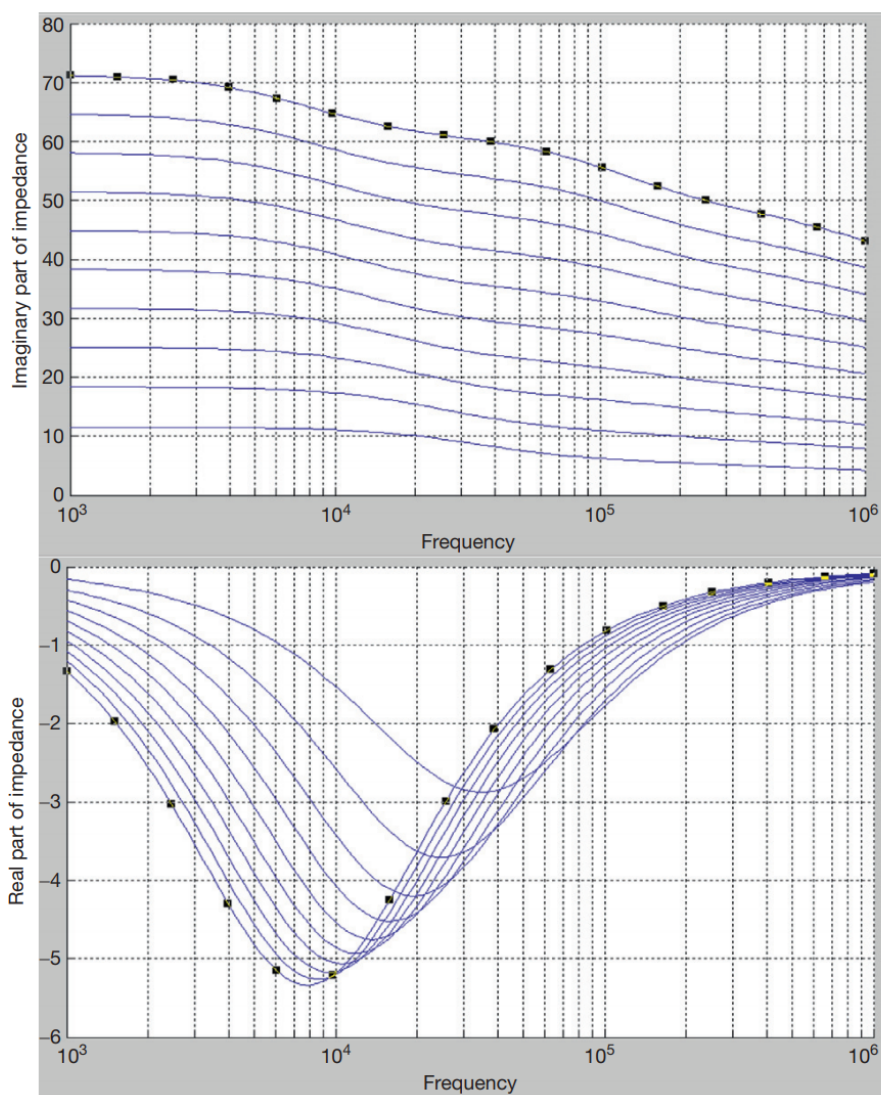
1.1.3 Změny impedance hrudníku

Impedance tělesných orgánů se mění v čase, protože závisí jak na struktuře, tak na složení tkání. Například když vzduch nafoukne plicní sklípky (alveoly), změní se celá struktura tkáně a její impedance velmi výrazně stoupá. Naopak, když se srdce během srdečního cyklu naplní krví, impedance celého orgánu se sníží, protože krev má relativně nízkou impedanci. Pokud jsou tyto změny dobře interpretovány, pak je možné je použít jako diagnostickou metodu (impedanční kardiografie a impedanční pneumografie) [4, 6, 5].

Změny impedance způsobené plícemi

Monitorace dýchání pomocí sledování změn impedance hrudníku je jedním z prvotních indikací k použití měření bioimpedance [2, 4, 7]. Této kvalitativní metodě se říká impedanční pneumografie. Základní impedance je obvykle 200Ω a změn během dýchacího cyklu může být přibližně 1Ω . Impedance se zvyšuje při inspiriu, avšak tento vztah není lineární. Obrázek 1.3 zachycuje závislost impedance na frekvenci pro různé dechové objemy simulovanou pomocí počítačového modelu plicní tkáně

[4, 7].



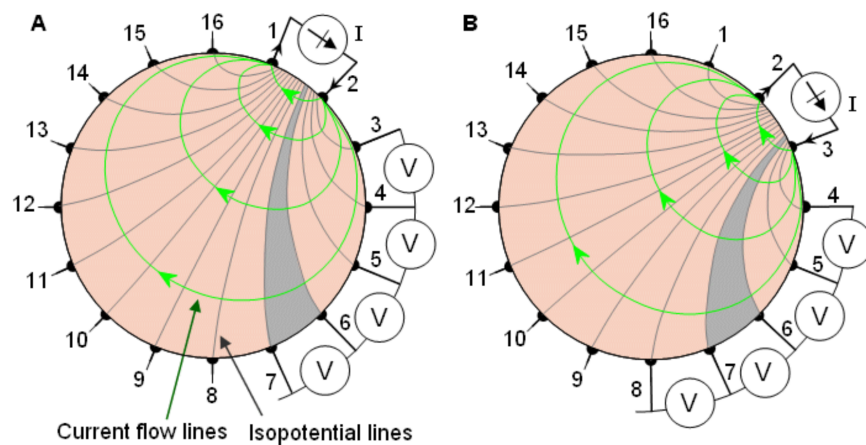
Obrázek 1.3: Závislost plicní impedance frekvenci pro různé objemy vzduchu v plicích. Objemy vzduchu jsou od sebe v ekvidistantních krocích. Převzato z [4].

Změny impedance způsobené srdcem

Impedanční kardiografie reprezentuje malé změny impedance vlivem srdečního cyklu, který zajišťuje distribuci krve do cévního systému. Impedanční změny srdeční činností jsou však z pravidla o řád nižší, než změny dechové. Technika impedanční kardiografie má dlouhou historii, nicméně v některých zdrojích zůstává kontroverzní z důvodu vysoké obtížnosti kvantitativního určení parametrů jako je tepový objem (SV z angl. *Stroke Volume*) a s ním spojený srdeční výdej (CO z angl. *Cardiac Output*) [4].

1.2 Vznik EIT obrazu

Cílem EIT obrazu je zjistit prostorové rozložení vodivosti uvnitř nehomogenního tělesa (hrudníku). Pro dosažení tohoto cíle lze umístit například pás elektrod v obvodu daného tělesa a postupně vysílat proud vždy mezi dvěma elektrodami a mezi zbylými měřit napětí. Nejčastěji se používá tzv. metoda sousedních párů (neighbouring method) [8]. Tuto metodu lze vidět názorně na obrázku 1.4 pro pás o 16 elektrodách. Pro každý vyslaný proudový signál tedy vznikne 13 naměřených hodnot napětí a tento postup se opakuje pro každý elektrodový pár (16 krát). To je dohromady 208 hodnot napětí pro jeden obrázek. Moderní EIT systémy často pracují na vzorkovací frekvenci 50 Hz, systém tedy naměří $50 \cdot 208 = 10\,400$ napěťových hodnot každou vteřinu.



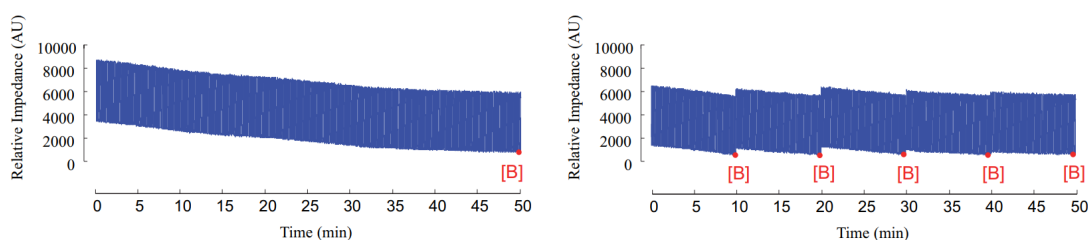
Obrázek 1.4: Metoda sousedních párů znázorněná graficky. Převzato z [8].

Jedním z největších problémů EIT je fakt, že v nehomogenním poli se elektrický proud šíří nelineárně a jeho cestu nelze prakticky predikovat. Dále je z každých 208 napěťových hodnot nutné získat údaje o 1024 obrazových bodech, což opět komplikuje řešení problému [9]. Principiálně existují dva způsoby rekonstrukce EIT obrazu. Starší z nich je absolutní EIT (aEIT z angl. *absolute Electrical Impedance Tomography*). Tento algoritmus je založen na výpočtu regionální rozložení vodivosti v určité tomografické rovině, nicméně je nutné znát dokonalý tvar a velikost zkoumaného hrudníku, čímž způsobuje vysokou časovou i výpočetní náročnost [1, 10]. Na základě toho byla vynalezena metoda funkčního EIT (fEIT z angl. *functional Electrical Impedance Tomography*). Při této metodě jsou naměřená data normalizována pomocí

daného referenčního snímku. Díky této metodě je možné získat však jen relativní impedanci vztaženou k referenčnímu snímku, jež bude vyjádřena v tzv. libovolných jednotkách (AU z angl. *Arbitrary Units*) [1, 11].

1.2.1 Výběr referenčního snímku

Jak bylo zmíněno výše, tak pro správnou rekonstrukci fEIT je nutné vybrat referenční snímek. Tomuto snímku se také často říká anglicky "baseline". Při vyhodnocování dat v softwaru Dräger EIT Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical, Lübeck, Německo) se automaticky tento snímek nastaví na hodnotu nejnižší globální impedance v daném úseku záznamu. Tento snímek je možné nastavit i manuálně [12]. Hlavní motivací pro výběr správného referenčního snímku je návaznost za sebou jdoucích úseků, které byly nahrány v několika souborech. Při analýze tohoto záznamu je nutné, aby všechny soubory měly stejný referenční snímek [13]. Porovnání volby referenčního snímku lze vidět na obrázku 1.5.



Obrázek 1.5: Porovnání volby referenčního snímku u dlouhodobého EIT záznamu. Písmenem [B] je vždy označen referenční snímek. Převzato z [13].

Kapitola 2

Přehled současného stavu

2.1 Historie



Obrázek 2.1: První tomografický obrázek EIT zobrazující paži. Pro vytvoření obrázku bylo použito 16 elektrod a zpětná projekce. Převzato z [14].

Dle dostupných zdrojů [9] byly první snímky rozložení impedance hrudníku zveřejněny v roce 1978 autory Handerson a Webster, kdy pomocí čtvercového pole se stovkou měrných elektrod a jednou uzemňovací elektrodou vyobrazily tkáně hrudníku. V oblastech, kde byla naměřena nízká vodivost, se dle jejich názoru nacházely plíce [15]. Téměř o desetiletí později přišly s prvním klinicky využívaným systémem impedanční tomografie B. Brown a D. Barber. Tento přístroj byl i později komerčně

dostupný a využíval se i dlouho poté. Využíval pásu šestnácti elektrod na povrchu, které několikrát změřily impedanci daného objektu [16]. Stejná skupina také publikovala zřejmě úplně první tomografické obrázky v roce 1982 [9]. Jeden z těchto obrázků je možné vidět na obrázku č. 2.1, kde místa se zvýšenou impedancí odpovídají kostem a tkáním s vysokým obsahem tuku [14]. Spolu s postupným vývojem EIT se začaly v publikacích objevovat i snímky ventilačního cyklu plic z oblasti hrudníku. Systém umožňoval již poměrně dobré časové rozlišení s frekvencí sběru obrázků 10 Hz oproti předchozím systémům, avšak oproti jiným klinicky využívaným metodám zaostával v prostorovém rozlišení. To zapříčinilo poměrně dlouhé odmítání této techniky [9].

2.2 Přehled současného stavu

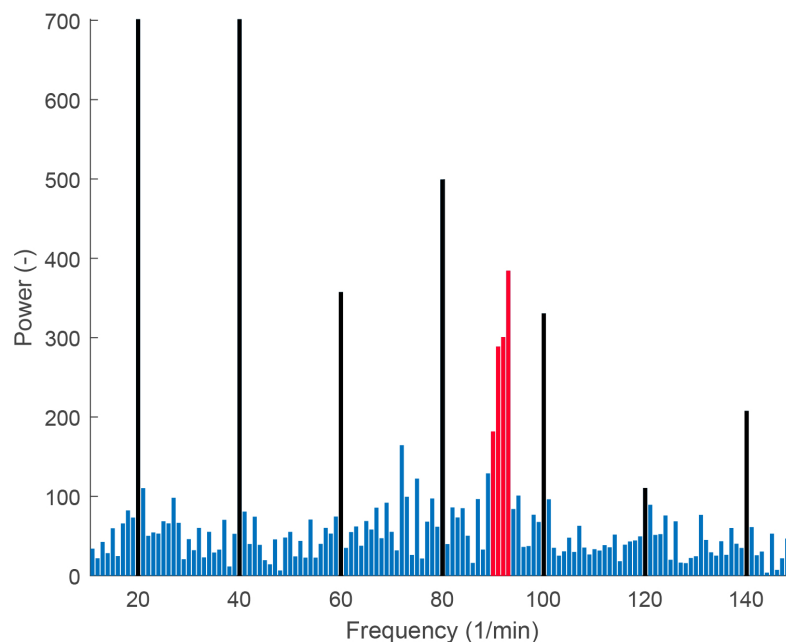
2.2.1 Separace srdeční složky EIT signálu za pomoci EKG

Jak bylo již zmíněno v první kapitole, změny impedance způsobené plicní ventilací jsou zhruba o řád větší, než změny, které způsobuje srdce. Získat tedy měřitelné parametry, jako systolický objem (SV z anglického stroke volume) či srdeční výdej (CO z anglického cardiac output) nebo údaje o perfúzi, není úplně snadné. Jako jedna z prvních skupin se o to pokoušela B. Eyboglu a B. Browna v roce 1989 a později V. Noordeggraaf a kolektiv v roce 1998 [17]. V obou případech separace plicní a srdeční složky byla provedena za pomoci snímaného povrchového elektrokardiogramu (EKG) ze 100, respektive 200 srdečních cyklů, kdy signál EKG sloužil pro upřesnění časového okna, kdy se srdeční aktivita objevila (synchronizace s vlnou R, která je v signálu EKG nejdominantnější). Pro referenci bylo použito zobrazování pomocí magnetické rezonance (MRI z anglického *Magnetic Resonance Imaging*) a hlavním zjistitelným parametrem byl systolický objem [18, 19]. Plicní perfúze by se z hlediska některých plicních onemocnění, jako jsou plicní hypertenze, chronická obstrukční plicní nemoc či plicní embolie, jevila jako vhodnější údaj spjatý s impedancí hrudníku. Souvislost mezi perfúzí a elektrickou impedancí hrudníku ukázala např. studie H. Smit a kolektiv, kde porovnávali impedanci hrudníku u zdravých jedinců a u pacientů s plicní hypertenzí, kdy pacienti s hypertenzí měli statisticky významně vyšší impedanci hrudníku zhruba o 27 %. Tento nárůst lze pravděpodobně přikládat

především tomu, že krev obecně impedanci snižuje [20].

2.2.2 Oddělení ventilační a perfúzní složky EIT signálu filtrací

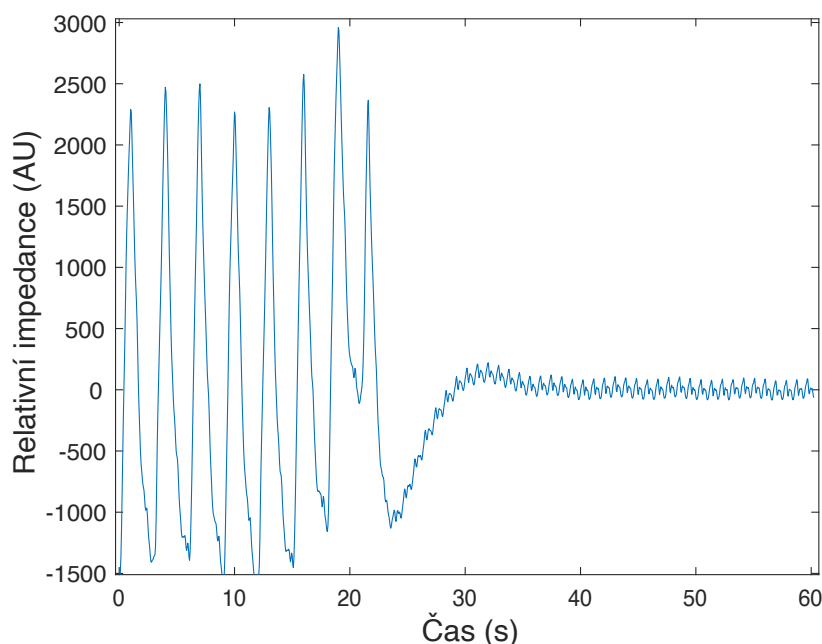
Nejjednodušším a nejlogičtějším způsobem by se mohlo zdát oddělení složek ventilace a perfúze za pomoci frekvenčního spektra, kdy nízkofrekvenční složky se přidělí ventilaci a vysokofrekvenční složky perfúzi [21]. Tento způsob se objevil v devadesátých letech, kdy M. Zadehkoochak a kol. provedli separaci pomocí pásmové filtrace 8 až 51 cyklů za minutu pro ventilaci a 59 až 150 cyklů za minutu pro perfúzi [22]. Avšak tento postup selhává ve chvíli, kdy se spektra obou složek překrývají. To se děje především díky harmonickým frekvencím ventilační složky, které prosakují do frekvenční části srdečního spektra a jsou především patrné při umělé plicní ventilaci, kdy je dechová frekvence konstantní [17]. Tento jev lze vidět na obrázku 2.2, kde základní srdeční frekvence je 93 cyklů za minutu a frekvence 100, 120 a 140 cyklů za minutu jsou harmonické složky patřící k ventilaci.



Obrázek 2.2: Frekvenční spektrum signálu z EIT, kde se překrývají perfúzní a ventilační složka signálu. Černou barvou jsou označeny frekvence patřící k ventilační složce a červenou perfúzní.

2.2.3 Zadržetí dechu

Tato metoda spočívá v pozastavení dechové aktivity na určitý krátký časový okamžik, tudíž se v signálu EIT objeví pouze aktivita, kterou lze přiřadit srdeční činnosti [1]. Tento příklad lze vidět na obrázku č. 2.3.



Obrázek 2.3: Nahraný úsek EIT, kdy je vidět úsek pouze se srdeční činností.

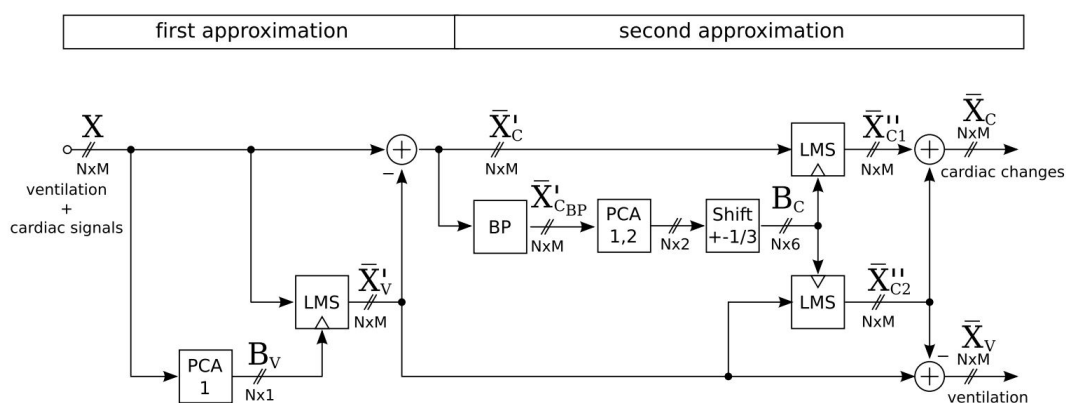
2.2.4 Použití kontrastních látek

Použití kontrastních látek je v zobrazovacích metodách velmi častý jev. Ať už je to při výpočetní tomografii (CT z anglického *Computed Tomography*) či při zobrazování magnetickou rezonancí [23, 24]. V elektrické impedanční tomografii se jako kontrastní látky dají použít hypertonické roztoky, jež z fyzikálního hlediska zvýší vodivost v místech aplikace. Dopravení hypertonického roztoku lze provést pomocí Swan-Ganzova katétru. Jak ukázala studie I. Frerichs z roku 2002, tento jev se dá využít i pro určení plicní perfúze, kdy krev se zvýšenou vodivostí tekla z pravé síně a komory skrze plíce do levé části srdce. Pro srovnání použili výpočetní tomografii za použití elektronového svazku (EBCT z anglického *electron beam computed tomography*) a bylo dosaženo poměrně uspokojivých výsledků [25]. Avšak nevýhody této metody jsou opět jasné. Pro aplikaci je nutné mít zavedený katétru, což u pacientů v intenzivní péči není až takový problém, nicméně opět zde vzniká velká prodleva a

není možné zobrazování v reálném čase [1].

2.2.5 Separace za pomoci analýzy hlavních komponent

V roce 2009 se objevila metoda separace za pomoci analýzy hlavních komponent (PCA z angl. *Principal component analysis*), která slibuje poměrně spolehlivé rozlišení složek ventilace a složek perfúze na základě statistického oddělení. Velká výhoda této metody je možnost časového rozlišení, které by v tomto případě mělo být prakticky v reálném čase, což je možné i díky dnešním výkonným technologiím [1]. Metoda spočívá v tom, že jsou pomocí analýzy hlavních komponent určeny vzorové šablony ventilační složky, které se poté odečtou z původního signálu. Poté by v signálu měl zůstat zašuměný signál perfúzní složky. Šumu se lze zbavit tím, že se na signál uplatní filtrace pomocí pásmové propusti. Nakonec se opět pomocí analýzy hlavních komponent získají šablony pro perfúzní složku [17].



Obrázek 2.4: Vývojový diagram separace signálů za pomoci PCA. Převzato z: [17].

2.2.6 Analýza nezávislých komponent

Na podobném principu jako předchozí metoda funguje i separace za pomoci analýzy nezávislých komponent (ICA z angl. *Independent Component Analysis*). Metoda využívá opět separování na základě šablon, nicméně šablony jsou získávány ze signálu za využití ICA a spoléhá na to, že v signálu EIT jsou složky signálu nezávislé. Nejprve je pro srdeční a ventilační část signálu určeno několik hlavních šablon (v tomto případě aktivačních map), ze kterých je pak signál rekonstruován [26].

Kapitola 3

Cíle práce

Elektrická impedanční tomografie tvoří důležitou část patientské monitorace na anesteziologicky resuscitačních lůžkách a to díky své neinvazivní povaze, jež umožňuje především dlouhodobé sledování kvality umělé plicní ventilace. Impedanční změny hrudníku nejsou však pouze změny, které způsobují plíce, ale také plicní perfúzí a pulzatilní aktivitou srdce. Cílem této práce je na základě analýzy dat z elektrické impedanční tomografie určit, do jaké míry je možné tyto změny impedance od sebe rozlišit. Pro tento účel by měla být použita data získána při experimentech s evakuací pleurálního výpotku u lidí, tekutinové substituce u prasat a případně dalších studií.

Kapitola 4

Metody

4.1 Data

4.1.1 Pleurální výpotek

Pro analýzu byla vybrána EIT data ze třech experimentů. Prvním experimentem byla prospektivní studie efektu evakuace pleurálního výpotku u lidí, jež proběhla v letech 2017 až 2018 v Ústřední vojenské nemocnici v Praze, byla schválena etickou komisí a byla registrována na stránce ClinicalTrials.gov s registračním číslem NCT03231072. Při této studii bylo zkoumáno, zda je možné oddělit efekt v EIT záznamu, kdy je patrný nárůst plicní impedance na konci výdechu (EELI z angl. *End-Expiratory Lung Impedance*) a přiřadit ho čistě evakuaci pleurálního výpotku, jakožto elektrolytu, či zda se tento jev dá považovat za způsobený provzdušněním dané části plic. Pacienti na umělé plicní ventilaci byli vyšetřeni na výskyt pleurálního výpotku pomocí ultrazvuku. Pacienti byli zahrnuti do studie pokud vzdálenost mezi hrudní stěnou a plicním parenchymem byla větší než 30 mm, lékař indikoval evakuaci pleurálního výpotku a pleurální výpotek jako takový se rozvinul v rámci akutního onemocnění. Všichni pacienti byli položeni v poloze na zádech s elevací 20° v horní části těla. Pro sedaci byl použit propofol a sufentanil a ventilace zajištěna endotracheální trubicí pomocí ventilátoru Engström Carestation (GE Healthcare, Madison, Wisconsin, USA) řízeného objemově s dechovým objemem 6 až 7 ml · kg⁻¹. V rámci experimentu byly provedeny dva kalibrační PEEP manévry, jeden pět minut před evakuací a druhý pět minut po evakuaci pleurálního výpotku. Po celou dobu byl nahráván signál EIT, kdy 16 elektrodový pás byl umístěn mezi čtvrtým až šestým

mezižebním prostorem na parasternální linii. Data byla získána pomocí systému PulmoVista® 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo) se vzorkovací frekvencí 50 Hz [27]. Pro účely této práce bylo vybráno šest pacientů (pět žen a jeden muž) ve věku $62,5 \pm 14,13$ let.

4.1.2 Tekutinová bilance

Druhým experimentem byla prospektivní studie na jedenácti prasatech (*Sus scrofa domestica*), kde se zkoumalo podání bolusu normálního fyziologického roztoku a jeho vliv na data z EIT, která proběhla v roce 2016 ve Fyziologickém ústavu První lékařské fakulty Karlovy Univerzity v Praze dle zákona 246/1992 Sb. Zákona na ochranu zvířat proti týrání. Studie byla schválena Odbornou komisí pro práci s pokusnými zvířaty První lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze. V krátkém časovém intervalu bylo podáno 500 ml fyziologického roztoku a provedeny dva PEEP manévry, z čehož jeden před podáním a druhý po podání, aby bylo možné kvantitativně vyhodnotit efekt podání bolusu na impedanci plic. Data byla opět získána systémem PulmoVista® 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo) při vzorkovací frekvenci 20 nebo 50 Hz. Prasata byla připojena k objemově řízené mandatorní ventilaci na přístroji Engström Carestation (GE Healthcare, Madison, Wisconsin, USA) a uvedena nitrožilně do celkové anestezie s myorelaxancii. U prasat byl dále monitorován plicní objem na konci výdechu (EELV z angl. *End-Expiratory Lung Volume*) pomocí modulu FRC INView připojenému z přístroje Engström Carestation a hemodynamická data díky monitoru EV1000 (Edwards LifeSciences, Irvine, Kalifornie, USA) [28]. Pro účel této práce bylo vybráno pět měření z uvedené studie.

4.1.3 Kapnoperitoneum

Další skupinou patientských dat je skupina z prospektivní studie, jež probíhala v letech 2016 až 2018 v Ústřední vojenské nemocnici v Praze, byla schválena etickou komisí a zaregistrována na stránce ClinicalTrials.gov s číslem NCT03038061. Všechna tato data byla nasbírána při laparoskopických operacích s kapnoperitoneem. Data z EIT byla nahrávána po celou dobu operace systémem PulmoVista® 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Z každého pacienta byl vybrán úsek spontánního dýchání a poté po úvodu do anestezie úsek z umělé plicní ventilace. Kritéria

pro výběr z původních pacientů byla taková, že oba tyto úseky musely být dlouhé alespoň dvě minuty a signál musel být dostatečně kvalitní. Pacienti byli uvedeni do anestezie za pomoci propofolu, sevofluranu/isofluranu a sufentanilu. Myorelaxace dasažena podáním rokuronia či cisatrankuraria. Pacienti byli po celou dobu anestezie zaintubováni ortotracheálně a plicní ventilátor byl řízen objemově v rozmezí 6 až 8 ml · kg⁻¹ s PEEP 4 až 5 cmH₂O. Dechová frekvence byla uzpůsobena individuálně pro zachování normokapnie (4 až 5 kPa parciální tlak oxidu uhličitého v krvi) s frakcí kyslíku 50 % [29]. Původní studie probíhala na 20 pacientech, nicméně pro tento experiment bylo zvoleno pouze osm (pět žen a čtyři muži) ve věku 44,13 ± 14,64 let s BMI 29,55 ± 5,05 kg · m⁻², kdy čtyři pacienti byli položeni v Trendelburgově poloze a čtyři byli položeni v obrácené Trendelburgově poloze. Z těchto dat byl vybrán vždy úsek měření, kde pacienti dýchali spontánně a poté úsek kdy pacienti dýchali za pomoci umělé plicní ventilace.

Tabulka 4.1: Typy provedených laparoskopických operací a jejich četnost.

Typ laparoskopické operace	Poloha	Počet pacientů
Žlučnickové kameny	obrácená Trandelburgova	4
Exstirpace cysty	Trandelburgova	1
Vaginální hysterektomie	Trandelburgova	1
Leiomyom dělohy	Trandelburgova	1
Kýla	Trandelburgova	1

4.2 Export dat

Vzhledem k tomu, že data z experimentu s evakuací pleurálního výpotku a podáním tekutinového bolusu budou předmětem dalšího zkoumání v zahájené studii, tak bylo nutné v rámci této práce vytvořit pro experiment metodiku výběru EIT dat a také pro export nahraných EIT dat ze softwaru Dräger EIT Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Pro další vyhodnocení byl zvolen software MATLAB (Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA). Data by dále měla sloužit ke studii vlivu těchto intervencí na plicní perfúzi a EIT.

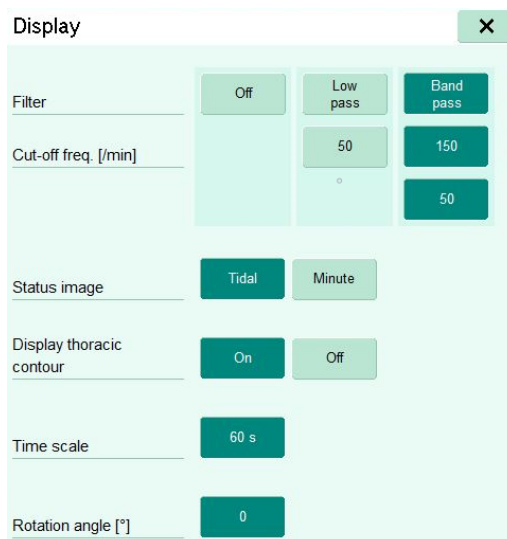
Pro obě skupiny byly vyhodnocovány tři dvouminutové segmenty, s čímž by první minuta měla být čistě pro pozdější předzpracování signálu. První segment byl vždy při kalibračním PEEP manévru, druhý těsně před tzv. hlavním manévrem (evakuací pleurálního výpotku nebo podáním tekutinového bolusu) a třetí po hlavním manévru. Pro všechny tyto segmenty byl zvolen společný baseline snímek a ten byl před hlavním manévrem. Data byla exportována ze softwaru Dräger EIT Analysis Tool 6.1 jako deseti minutové záznamy v binárním formátu. Později byly tyto soubory načteny do programového prostředí MATLAB, kde byly vybrány stanovené dvouminutové úseky.

Pro data z laparoskopických operací s kapnoeperitoneem byl vždy zvolen dvouminutový úsek, kdy pacient dýchal spontánně a dvouminutový úsek při umělé plicní ventilaci. Další vyhodnocování probíhalo podobně.

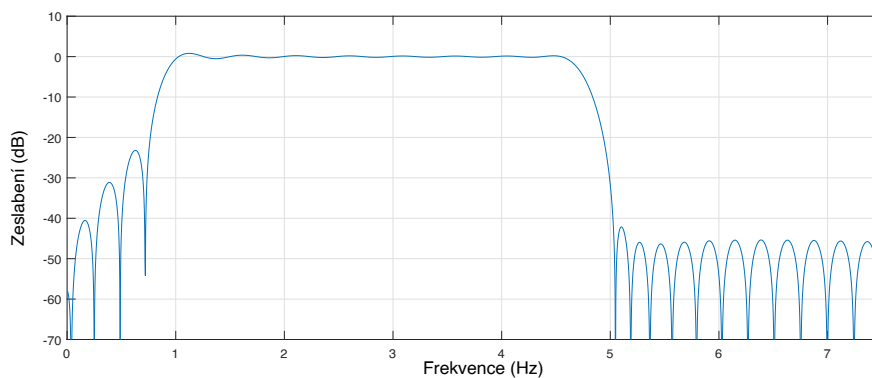
4.3 Separace srdeční složky

4.3.1 Separace filtrací

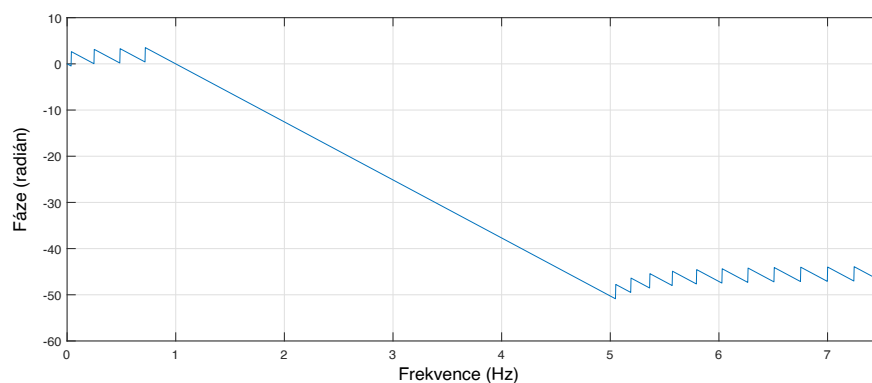
Pro separování dat za pomoci filtrace se standardně používá obyčejná pásmová propust či horní propust. Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, není tento způsob často dostačující. Toto především platí pro EIT data, kde se frekvenční spektra ventilační a srdeční složky překrývají viz. obrázek 2.2. Tento způsob se používá i v klinické praxi, jelikož jeho implementace je i v softwaru Dräger EIT Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical, Lübeck, Německo), jež slouží k vyhodnocování EIT dat ze systému PulmoVista[®] 500 (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Obrázek 4.1 ukazuje, jak vypadá tento software a možnosti filtrace. Pro účel této práce byl však v systému MATLAB pomocí funkce *filterDesigner* vytvořen filtr s konečnou impulzní odpovědí (FIR z angl. *Finite Impulse Response*) o řádu 250 metodou nejmenších čtverců. Frekvenční a fázovou odezvu pro frekvence 0 až 10 Hz je možné vidět na obrázku 4.2.



Obrázek 4.1: Snímek obrazovky zachycující software Dräger EIT analysis tool 6.1 a možnosti filtrace.



(a) Frekvenční odpověď navrženého FIR filtru.



(b) Fázová odpověď navrženého FIR filtru.

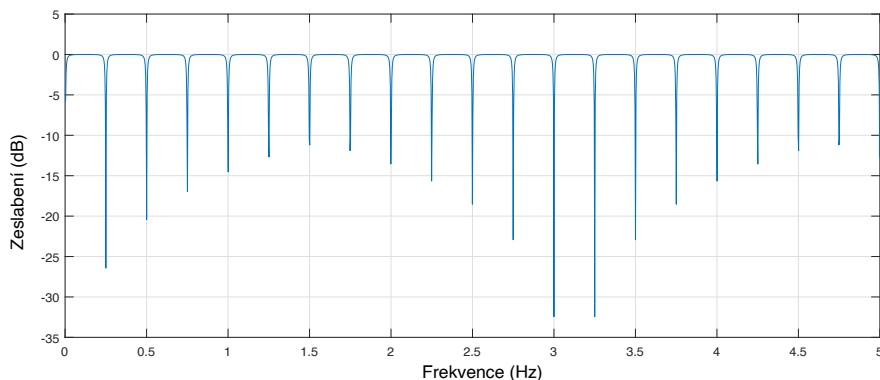
Obrázek 4.2: Frekvenční a fázová odezva pásmové propusti 0,9 až 4,6 Hz použité pro filtraci srdečního signálu.

Tabulka 4.2: Přehled vytvořených hřebenových filtrů pro jednotlivá analyzovaná data.

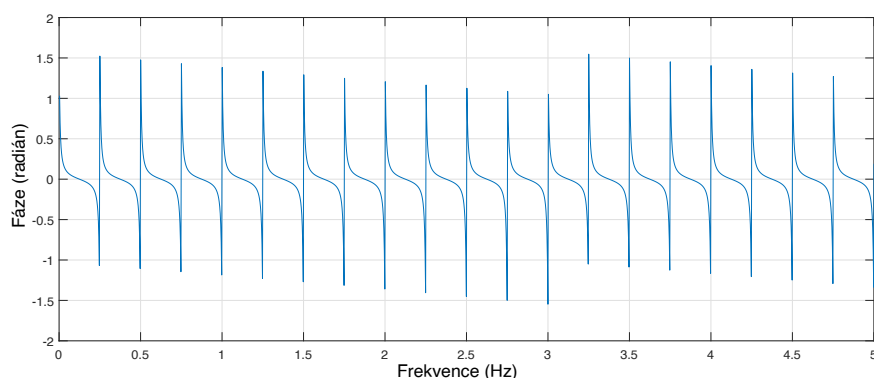
	Pacient (-)	Vzorkovací frekvence (Hz)	Dechová frekvence (Hz)	Dechová frekvence (min ⁻¹)	Řád filtru (-)
Pleurální výpotek	E07	50	0,25	15	200
	E09	50	0,30	18	167
	E14	50	0,23	14	214
	E14	50	0,23	14	214
	E15	50	0,27	16	187
	E16	50	0,28	17	177
Tekutinový bolus	B01	20	0,40	24	50
	B02	20	0,33	20	60
	B03	50	0,40	24	125
	B04	50	0,33	20	150
	B05	50	0,42	25	120
Kapnoeperitoneum	P01	50	0,20	12	250
	P03	50	0,17	10	300
	P04	50	0,22	13	231
	P05	50	0,22	13	231
	P11	50	0,17	10	300
	P12	50	0,20	12	150
	P13	50	0,10	12	250
	P14	50	0,10	12	250

4.3.2 Kombinace pásmové filtrace a hřebenové filtrace

Jeden ze způsobů, jak vylepšit standardní metodu filtrace, by mohlo být přidání druhého filtru, který by odfiltroval zbytky ventilační složky v signálu. Pro tuto variantu se nabízí použití hřebenového zářezového filtru. Příklad hřebenového filtru je vidět na obrázku 4.3.



(a) Frekvenční odpověď navrženého hřebenového IIR filtru.



(b) Fázová odpověď navrženého hřebenového IIR filtru.

Obrázek 4.3: Příklad části frekvenční a fázové odezvy hřebenového zářezového filtru se základní frekvencí 0.25 Hz (15 min^{-1}).

V kombinaci s filtrem, který odstraní vysokofrekvenční šum a stejnosměrnou složku se tento způsob jeví jako vhodný pro separaci srdeční a ventilační složky i proto, že by měl spolehlivě odstranit harmonické frekvence, jež jsou vždy násobkem základní ventilační frekvence.

Nejprve je nutné získat samotnou dechovou frekvenci. Toho lze například docílit tak, že pomocí rychlé Fourierovi transformace (FFT) zjistíme nejsilnější spektrální složku, jež bude v normálním signálu EIT vždy ventilační složka (nebo stejnosměrná složka, která však lze snadno identifikovat). Dle této frekvence lze pak snadno navrhnout hřebenový zádržný filtr. Pro lepší dosažení výsledku je na signál před filtrací hřebenovým filtrem aplikován filtr pásmové propusti mezi 0,9 až 4,6 Hz (50 až 275 min^{-1}), který je vidět na obrázku 4.2. Toto umožní spolehlivé odstranění nejsilnější části signálu, tedy odstranění stejnosměrné a hlavní ventilační složky. Hřebenový filtr poté jen "dočistí" signál především od překryvu ventilačního spektra zasahujícího do

srdečního spektra. Navržení filtru umožňuje aplikace *filterDesigner* v programovém prostředí MATLAB, stejně jako v předchozím případě. Hřebenový filtr má nekonečnou impulzní odezvu (IIR z angl. *Infinite impulse response*). Dále je v tabulce 4.2 vidět přehled řádů navržených hřebenových filtrů pro jednotlivá data. Řád filtru je vždy závislý na frekvenci jejíž harmonické frekvence je nutné odstranit a to tak, že:

$$n_{Filt} = \frac{f_s}{f_{dech}}, \quad (4.1)$$

kde n_{Filt} je řád filtru, f_s je vzorkovací frekvence signálu a f_{dech} je dechová frekvence [30].

4.3.3 Separace pomocí analýzy hlavních komponent

Jak bylo zmíněno již v kapitole 2, tak další z metod, kterou lze použít pro separaci signálu, je analýza hlavních komponent (PCA). PCA lze použít jakožto nástroj pro nalezení šablon ventilační a srdeční složky signálu, na něž jsou poté aproximovány jednotlivé pixely původního signálu. Pro aproximaci je používána tzv. metoda nejmenších středních čtverců [17]. Termín střední čtverec se standardně používá pokud chceme minimalizovat hodnotu, která může být buď pozitivní, či negativní. Pokud vezmeme x_i , kde $i = 1, \dots, N$ a je $x_i \gg 0$ nebo $x_i \ll 0$, tak střední hodnota x může být velmi blízká nule i přes to, že žádné číslo není nulové. Nicméně pokud bychom brali x_i^2 , tedy čtverec všech hodnot, tak žádná z hodnot nebude nulová a budou se blížit nule pouze hodnoty, jež jsou velmi malé. Termín nejmenší čtverec pak odkazuje na způsob minimalizace odchylky mezi aproximací a původním signálem [31].

Pokud máme signál $x(t)$ o počtu vzorků N v časovém intervalu $[t_1; t_N]$, lze jej považovat za lineární kombinaci několika (K) lineárně nezávislých šablon $b_k(t)$, kde $k = 1, \dots, K$. Tento systém může být zapsán jako:

$$\begin{pmatrix} x(t_1) \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x(t_N) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_{11} & \cdot & \cdot & \cdot & b_{1K} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ x_{N1} & \cdot & \cdot & \cdot & b_{NK} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ a_K \end{pmatrix} \iff x = B \cdot a, \quad (4.2)$$

kde šablony jsou v matici B a ve vektoru a jsou jejich váhy. Tuto matici vah lze získat výpočtem Moore-Penroseovi pseudoinverze $B^+ = (b_{ij}^+)_{K \times N}$, jejímž řešením jsou koeficienty pro aproximaci lineárního systému metodou nejmenších čtverců

$$a = \underset{\tilde{a} \in \mathbb{R}}{\operatorname{argmin}}(\|B\tilde{a} - x\|_2) \iff a = B^+ \cdot x, \quad (4.3)$$

což znamená, že váhovací vektor a sníží Euklidovskou normu systému. Potom tedy může signál být aproximován

$$\bar{x} = B \cdot B^+ \cdot x. \quad (4.4)$$

Nicméně v případě EIT dat se problém rozšíří o jednu dimenzi, protože aproximaci je nutné provést pro každý z pixelů v čase. Signál bude tedy vypadat: $X = \begin{pmatrix} x_{11} & \dots & x_{1M} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{N1} & \dots & x_{NM} \end{pmatrix}$, kde N je opět počet vzorků v čase a M je počet pixelů daného EIT obrázku. Rovnice bude vypadat takto:

$$X_{N \times M} = B_{N \times K} \cdot A_{K \times M}. \quad (4.5)$$

Dále výpočet váhovací matice bude vypadat

$$A = \underset{\tilde{A} \in \mathbb{R}^{K \times N}}{\operatorname{argmin}}(\|B\tilde{A} - X\|_2) \iff A = B^+ \cdot X, \quad (4.6)$$

kde A je váhovací matice, B^+ je Moore-Penrosova pseudoinverze pro matici šablon B a X je signál EIT. Díky této váhovací matici lze pak snadno vypočítat aproximaci tzv. metodou nejmenších středních čtverců (LMS):

$$\bar{X} = B \cdot B^+ \cdot X = LMS(X, B). \quad (4.7)$$

Tuto aproximaci lze využít, jak pro respirační tak pro srdeční část signálu, záleží pouze na dosazení dané šablony [17].

Pro získání šablon lze využít zmiňovanou analýzu hlavních komponent. PCA je statistická metoda, jež se využívá pro snížení dimenze dat, která se skládají z velkého množství navzájem propojených proměnných a zároveň se snaží zachovat co největší možnou rozmanitost dat. PCA data transformuje na data na hlavní komponenty, které jsou jasně nekorelované a jsou seřazeny tak, aby prvních pár mělo největší váhu v původních datech. Výběrem prvních několika komponent lze vyfiltrovat ze signálu důležitá data a zbavit se dat s vysokou redundancí (nadbytkem) [32]. Výsledkem PCA signálu X o rozměru $N \times M$ je tedy matice s koeficienty C , o rozměru $M \times M$:

$$C_{M \times M} = PCA(X) = \begin{pmatrix} c_{11} & \cdot & \cdot & \cdot & c_{1M} \\ \cdot & \cdot & & & \cdot \\ \cdot & & \cdot & & \cdot \\ \cdot & & & \cdot & \cdot \\ c_{M1} & \cdot & \cdot & \cdot & c_{MM} \end{pmatrix}, \quad (4.8)$$

kde v každém sloupci matice je hlavní komponenta daného signálu X . S těmito koeficienty je potom možné vypočítat šablony, ať už pro respirační část signálu, nebo pro srdeční. Šablony lze snadno vypočítat:

$$s_i_{N \times 1} = \begin{pmatrix} x_{11} & \cdot & \cdot & \cdot & x_{1M} \\ \cdot & \cdot & & & \cdot \\ \cdot & & \cdot & & \cdot \\ \cdot & & & \cdot & \cdot \\ x_{N1} & \cdot & \cdot & \cdot & x_{NM} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_{1i} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ c_{Ni} \end{pmatrix} = X \cdot c_i, \quad (4.9)$$

kde s_i je i šablona získaná pomocí analýzy hlavních komponent, X je původní signál a c_i je i vektor hlavní komponenty [17].

Pro využití výše uvedeného lze předpokládat, že daný EIT signál X se skládá z respirační (ventilační části) X_V , z části srdeční X_{C1} a zbytku X_R , což může být primárně šum. Rovnice signálu by tedy vypadala takto:

$$X = X_V + X_C + X_R. \quad (4.10)$$

Separace se bude skládat z několika dílčích kroků. V prvním kroku se aproximuje ventilační část X_V jako \bar{X}_C . Toho se dosáhne výpočtem šablony pomocí koeficientů první hlavní komponenty. Tuto šablonu nazveme B_V a její výpočet vypadá takto:

$$B_V_{N \times 1} = \begin{pmatrix} x_{11} & \cdot & \cdot & \cdot & x_{1M} \\ \cdot & \cdot & & & \cdot \\ \cdot & & \cdot & & \cdot \\ \cdot & & & \cdot & \cdot \\ x_{N1} & \cdot & \cdot & \cdot & x_{NM} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_{11} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ c_{N1} \end{pmatrix} = X \cdot PCA(X, 1) \quad (4.11)$$

Pro určení aproximace signálu použijeme metodu LMS:

$$\bar{X}_{V1} = LMS(X, B_V). \quad (4.12)$$

Poté lze určit první aproximaci srdečního signálu \bar{X}_{C1} jednoduchým odečtením aproximace ventilačního signálu od původního signálu:

$$\bar{X}_{C1} = X - \bar{X}_{V1}. \quad (4.13)$$

Tento signál bude však poměrně značně zatížen šumem ze složky X_R . Jednoduchou filtrací pomocí pásmové propusti se tento jev dá odstranit a vznikne signál \bar{X}_{C-BP} . Pro filtraci je vytvořen FIR filtr s řádem $N = 100$ a propustným pásmem 50 až 300 úderů za minutu (0.85-5 Hz). Vyšší horní frekvence je zvolena kvůli harmonickým frekvencím srdeční složky. Po filtraci, která je provedena nejprve dopředu a poté zpátky v čase signálu, aby se ztratila časová prodleva, se provede druhá aproximace srdeční složky. Prvním krokem této aproximace je výpočet šablon pro aproximaci pomocí prvních dvou hlavních komponent vyfiltrovaného signálu:

$$B_{C1} = \bar{X}_{C-BP} \cdot PCA(\bar{X}_{C-BP}, 1) \quad (4.14)$$

$$B_{C2} = \bar{X}_{C-BP} \cdot PCA(\bar{X}_{C-BP}, 2) \quad (4.15)$$

Tyto šablony lze ještě vylepšit. Oproti ventilačnímu signálu je srdeční zatížen fázovým posunem způsobeným průtokem krve skrze hrudník. Pro zahrnutí fázového posunu lze obě šablony fázově posunout o $\pm \frac{1}{3}$ srdeční periody. Šablona tedy bude vypadat: $B_C = (B_{C1}, B_{C1+1/3}, B_{C1-1/3}, B_{C2}, B_{C2+1/3}, B_{C2-1/3})$. Dále pomocí LMS můžeme získat další krok aproximace srdečního signálu:

$$\bar{X}_{CC1} = LMS(\bar{X}_{C1}, B_C), \quad (4.16)$$

kde \bar{X}_{CC1} je druhá aproximace srdečního signálu. Dále je možné extrahovat zbytek srdečního signálu z první aproximace ventilačního signálu:

$$\bar{X}_{CC2} = LMS(\bar{X}_{V1}, B_C), \quad (4.17)$$

Nakonec se tyto dvě matice sečtou a vznikne finální aproximace srdečního signálu:

$$\bar{X}_C = \bar{X}_{CC1} + \bar{X}_{CC2}. \quad (4.18)$$

Pro zpřesnění ventilačního signálu lze ještě odečíst:

$$\bar{X}_V = \bar{X}_{V1} - \bar{X}_{CC2}. \quad (4.19)$$

Tyto dvě aproximace by měly sloužit pro libovolnou další analýzu [17].

4.4 Výběr oblasti zájmu (ROI)

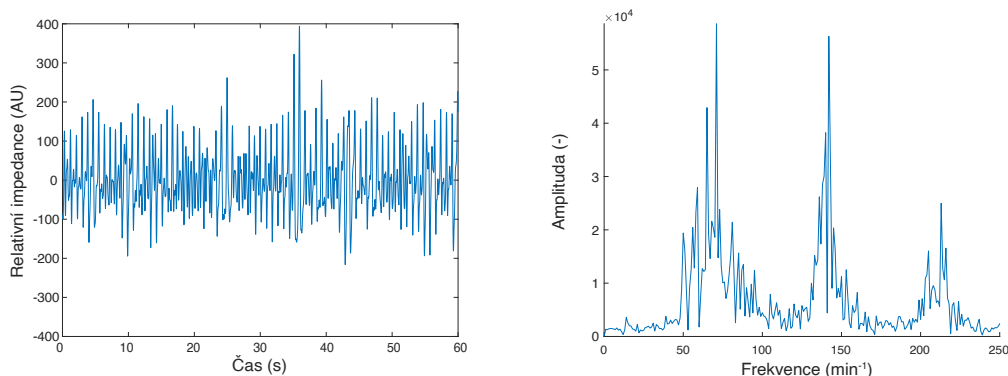
Pro výběr zájmové oblasti (ROI z angl. Region of Interest), jež by měla definovat plicní obrazové body v obrázku z fEIT, byl vybrán jednoduchý algoritmus na základě koeficientů z lineární regrese mezi jednotlivými pixely vůči globalní impedanci. Pro tento algoritmus je však nutné mít již separovanou ventilační složku a srdeční složku. Z obou složek je definována pak jiná ROI. Pro ROI získané z ventilační složky by mělo platit, že zahrnuje oblast plic i část srdce a je určena jako 20 % maximálního koeficientu lineární regrese. Srdeční ROI je pak definovaná naopak jako ta část koeficientů, vypočítaná ze srdeční složky, která je záporná. Rozdílem plicního a srdečního ROI, pak získáme oblast čistě pro plíce [33].

Kapitola 5

Výsledky

5.1 Ověření jednotlivých metod

5.1.1 Ověření separace na základě jednoduché pásmové filtrace



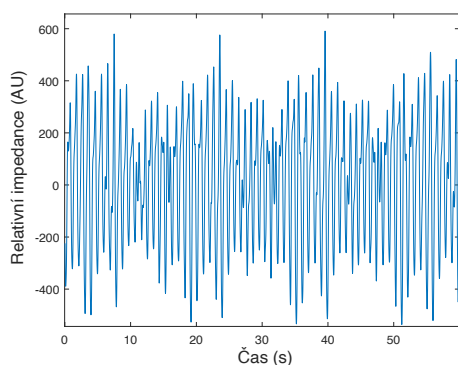
(a) Srdeční signál získaný pomocí jednoduché filtrace pásmovou propustí.

(b) FFT separovaného srdečního signálu pomocí jednoduché filtrace pásmovou propustí.

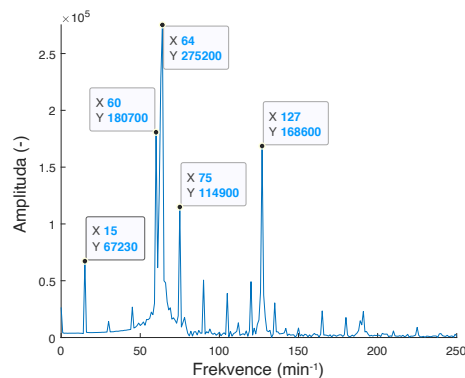
Obrázek 5.1: Příklad separovaného signálu pouze za pomoci pásmové propusti 50 až 275 min⁻¹.

Na obrázku 5.1 je možné vidět, jak vypadá signál, který byl úspěšně separován z EIT dat pomocí filtrace pásmovou propustí. Konkrétně se jedná o pacienta č. 1 ze skupiny dat z laparoskopických operací s kapnoperitoneem a EIT signál byl nahráván při spontánní ventilaci.

5.1.2 Limitace této metody



(a) Srdeční signál, který nebylo možné separovat pouze pásmovou propustí.

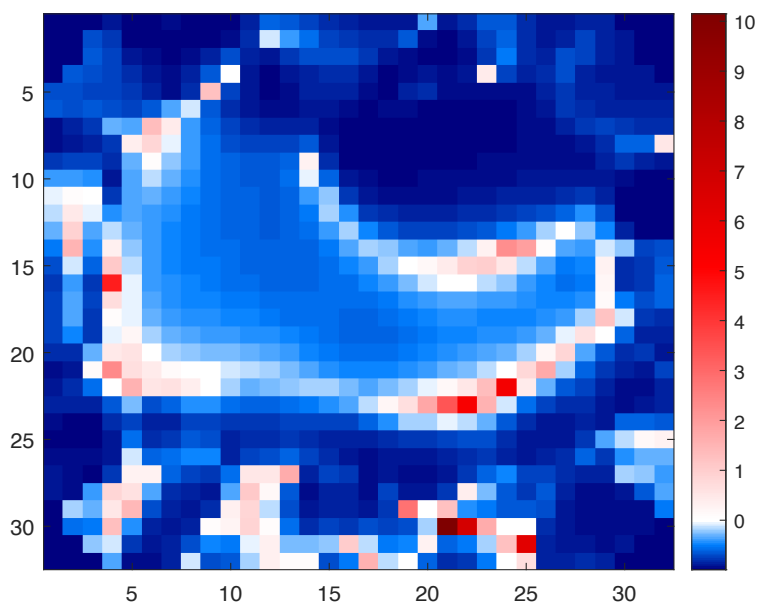


(b) FFT srdečního signálu, který nebylo možné separovat pouze pásmovou propustí.

Obrázek 5.2: Příklad pokusu o separaci signálu pouze za pomoci pásmové propusti 50 až 275 min^{-1} . Spektrální čáry jež jsou násobky 15 patří k ventilační složce. Srdeční frekvence je 64 min^{-1} .

Obrázek 5.2 ukazuje případ, kdy není možné separovat obě části signálu pouze filtrací pásmovou propustí. V signálu se objevují harmonické složky ventilace. Příklad je ukázán na EIT datech ze studie s evakuací pleurálního výpotku (pacient E07) při umělé plicní ventilaci.

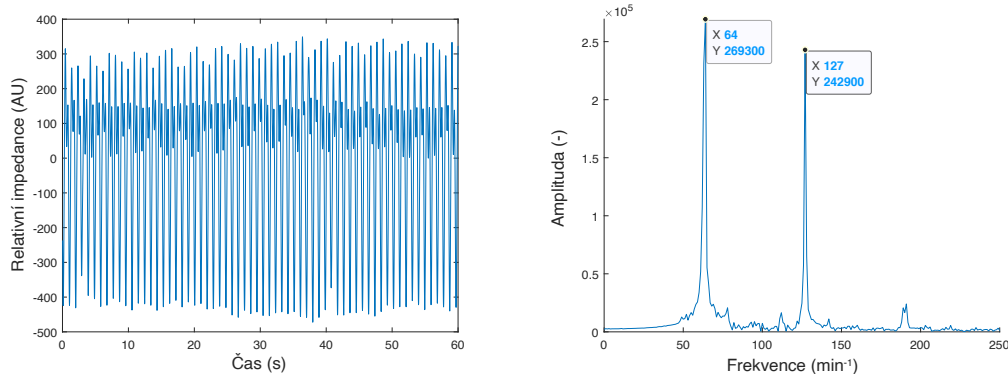
5.1.3 Prostorová závislost překryvu spekter



Obrázek 5.3: Prostorová závislost překryvu ventilačního a srdečního spektra.

Obrázek 5.3 pak ukazuje příklad, jak vypadá závislost překryvu spekter srdeční a ventilační složky pro data z prasečího pokusu s podáním bolusu fyziologického roztoku (E04). Obrázek je vytvořen, jako poměr první harmonické složky ventilace, jež překrývá srdeční spektrum ku hlavní srdeční složce minus jedna pro znázornění v barevné škále.

5.1.4 Ověření metody separace za pomoci hřebenového filtru



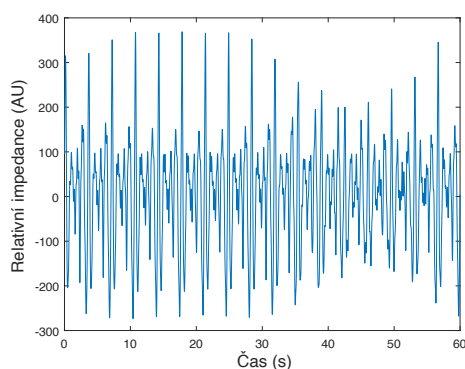
(a) Separovaný srdeční signál použitím hřebenové filtrace.

(b) FFT separovaného srdečního signálu použitím hřebenové filtrace.

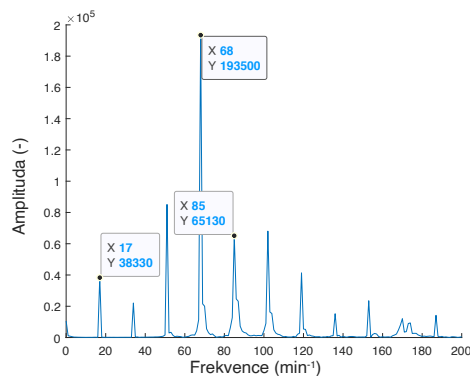
Obrázek 5.4: Příklad separovaného signálu při použití pásmové propusti 50 až 275 min^{-1} (viz. obrázek 5.2) a následné filtrace hřebenovým zářezovým filtrem (15 min^{-1}).

Pro odstranění harmonických složek ventilace je možné aplikovat hřebenový filtr o základní frekvenci, jež je stejná jako ventilační frekvence. Příklad, jak vypadá separovaný signál pomocí hřebenové filtrace, je vidět na obrázku 5.4. Ve frekvenčním spektru se již neobjevují nežádoucí frekvence. Data jsou zobrazena pro pacienta E07 ze studie evakuace pleurálního výpotku a je použit stejný signál, jako na obrázku 5.2.

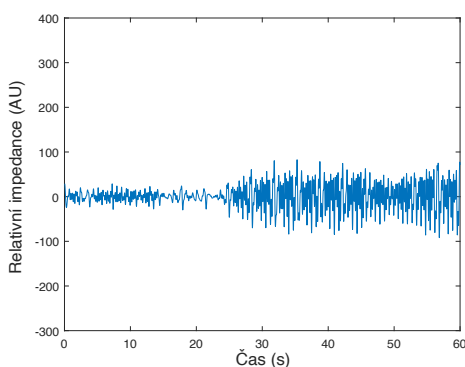
5.1.5 Limitace filtrace hřebenovým filtrem



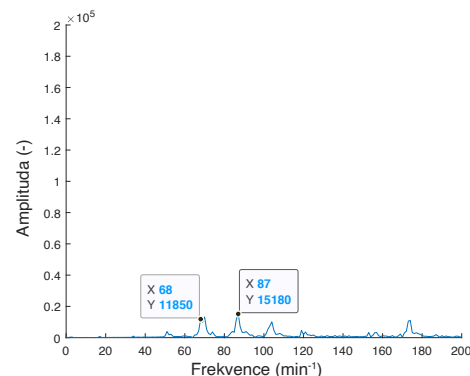
(a) Signál po filtraci pásmovou propustí.



(b) FFT signálu po filtraci pásmovou propustí.



(c) Signál po následné filtraci hřebenovým filtrem.



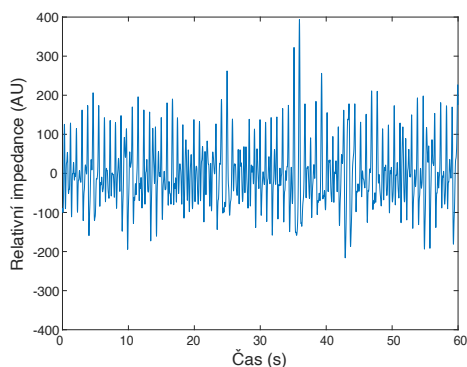
(d) FFT signálu po následné filtraci hřebenovým filtrem.

Obrázek 5.5: Příklad signálu, kdy není možné signál separovat pomocí hřebenové filtrace. Harmonická ventilační frekvence má stejnou hodnotu, jako srdeční frekvence (68 min^{-1}).

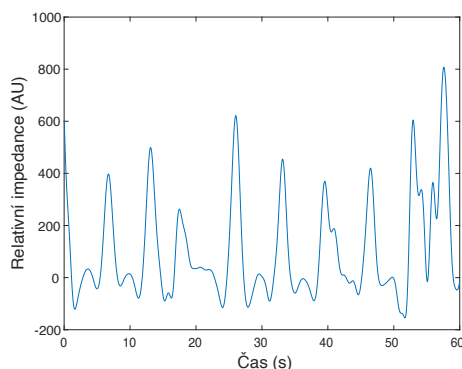
Obrázek 5.5 pak dále ukazuje případ, kdy není možné použít separaci pomocí filtrace hřebenovým filtrem. Na obrázku je vidět filtrovaný signál nejdříve pomocí pásmové propusti a poté po aplikaci hřebenového filtru.

5.1.6 Ověření metody aproximace pomocí PCA

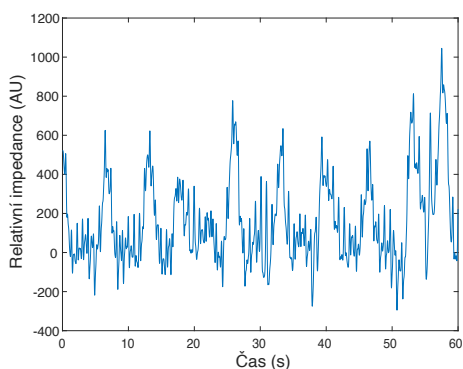
Jednou z možností ověření funkčnosti metody separace je vzít dvě jasně definované nezávislé složky, sečíst je a následně je oddělit danou metodou, v tomto případě pomocí PCA. Postup můžeme vidět na obrázku 5.6. V další části poté lze sledovat použití této metody na reálných datech viz. obrázek 5.9 a 5.10.



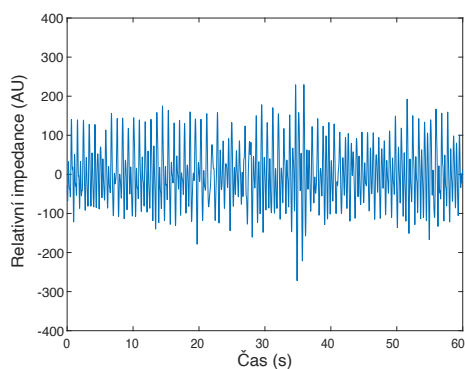
(a) Srdeční signál získaný filtrací z EIT, kdy bylo možné tuto metodu použít (nepřekrývali se spektra obou složek).



(b) Respirační signál získaný filtrací z EIT.



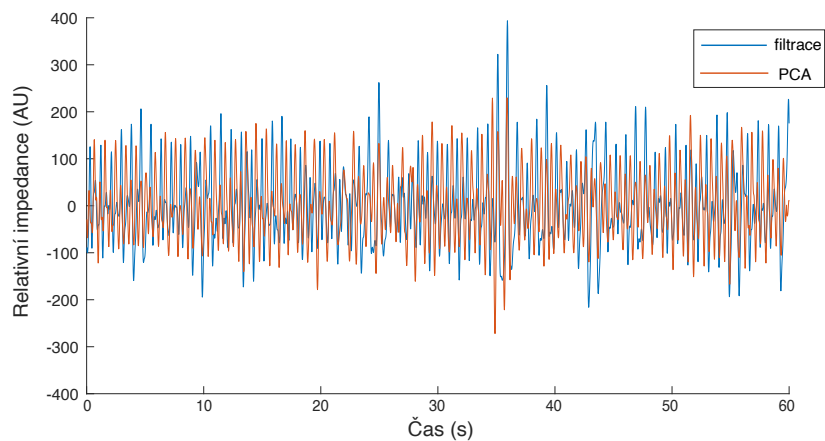
(c) Suma obou signálů.



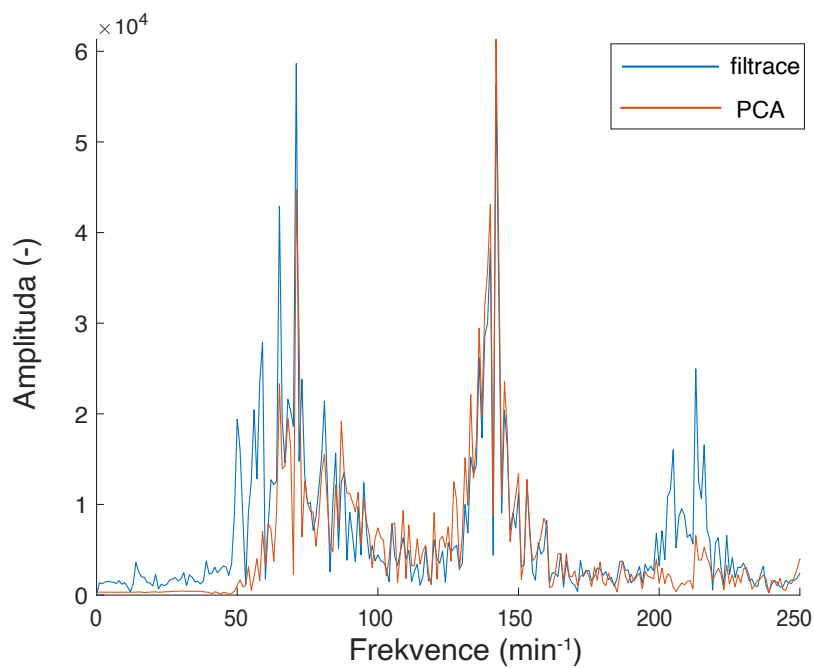
(d) Separovaný srdeční signál za pomoci PCA.

Obrázek 5.6: Postup ověření metody PCA.

Na obrázku 5.7 jsou vidět oba signály vykreslené přes sebe. Modrou barvou je signál, jež byl vyfiltrován pouze pásmovou propustí 50 až 275 min^{-1} ($0,85$ až $4,6 \text{ Hz}$) a signál vykreslený barvou červenou je výsledek filtrace za použití šablon z PCA. Dále na obrázku 5.8 lze vidět FFT obou signálů.

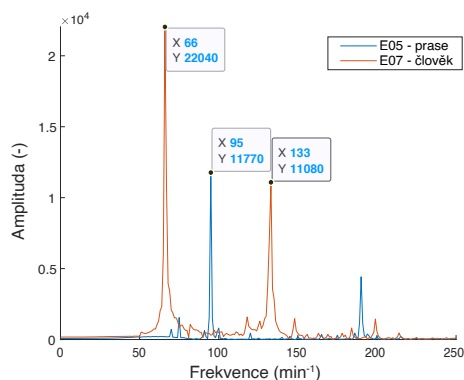


Obrázek 5.7: Porovnání původního signálu oproti separovanému signálu ze součtu.

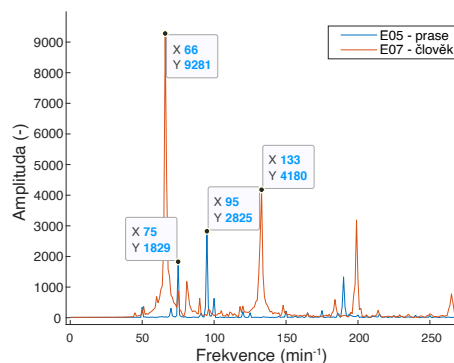


Obrázek 5.8: Porovnání frekvenčního spektra obou signálů.

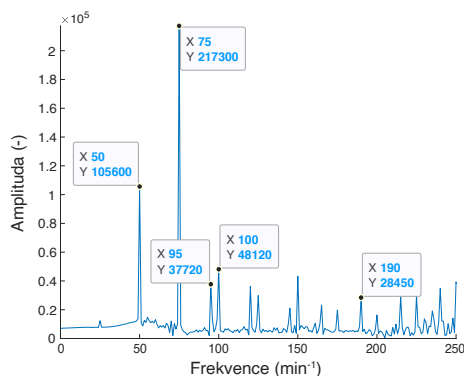
5.1.7 Limitace separace na základě PCA



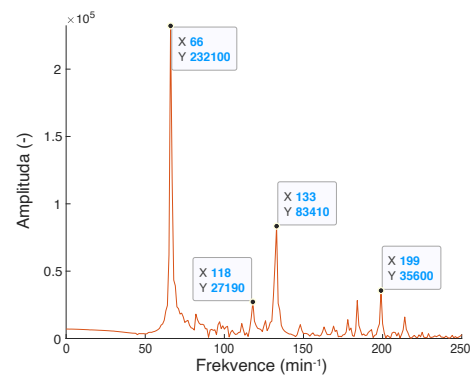
(a) Příklad první šablony pro aproximaci srdečního signálu pro EIT nahrané na praseti (modře) a pro lidské EIT (červeně).



(b) Příklad druhé šablony pro aproximaci srdečního signálu pro EIT nahrané na praseti (modře) a pro lidské EIT (červeně).



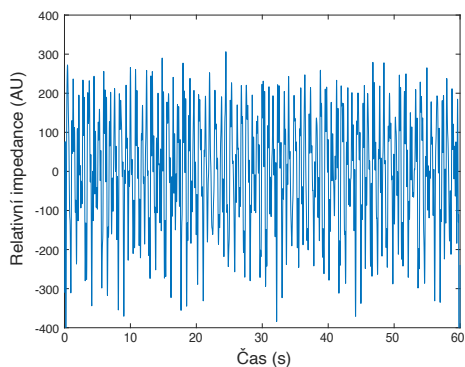
(c) FFT aproximovaného signálu za pomoci obou šablon (prase).



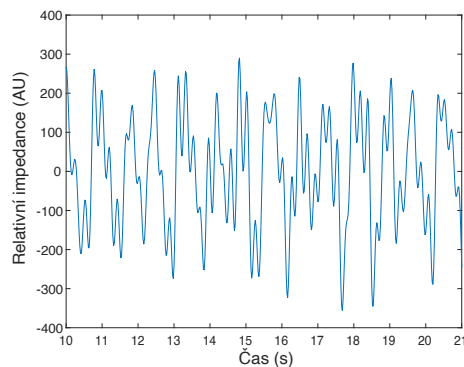
(d) FFT aproximovaného signálu za pomoci obou šablon (člověk).

Obrázek 5.9: Porovnání frekvenčních spekter získaných šablon pro signál EIT z dat naměřených na praseti a na člověku.

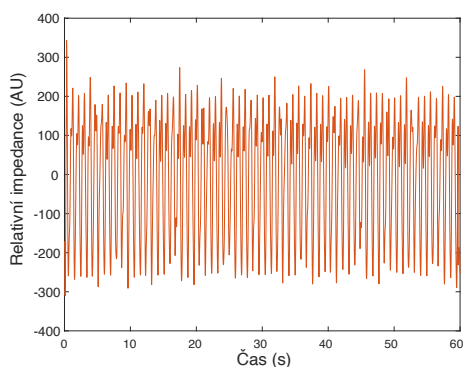
Obrázek 5.9 zobrazuje porovnání frekvenčních spekter dvou šablon, jež byly získány na základě analýzy hlavních komponent pro data z EIT naměřená na praseti (B05) a data naměřená na člověku (E07). Tyto šablony slouží pro aproximaci srdečního signálu. Na tomto obrázku je dále vidět frekvenční spektrum získaných signálů pomocí těchto šablon. Dále na obrázku 5.10 je pro srovnání vždy aproximovaný samotný signál a jeho detail.



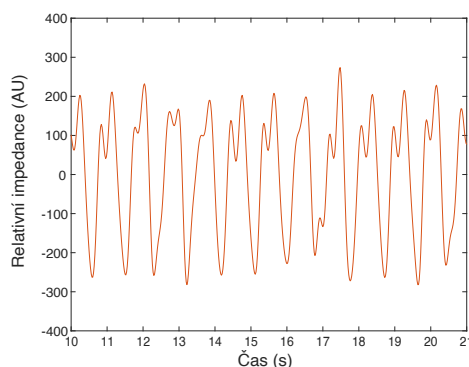
(a) Signál aproximovaný pomocí šablon získaných z PCA u naměřených dat z prasete.



(b) Detail signálu.



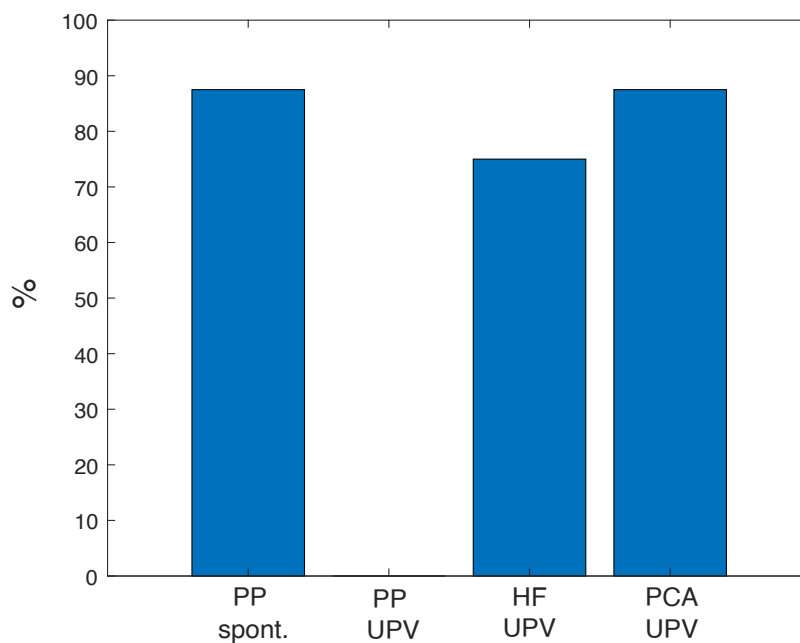
(c) Signál aproximovaný pomocí šablon získaných z PCA u naměřených dat z člověka.



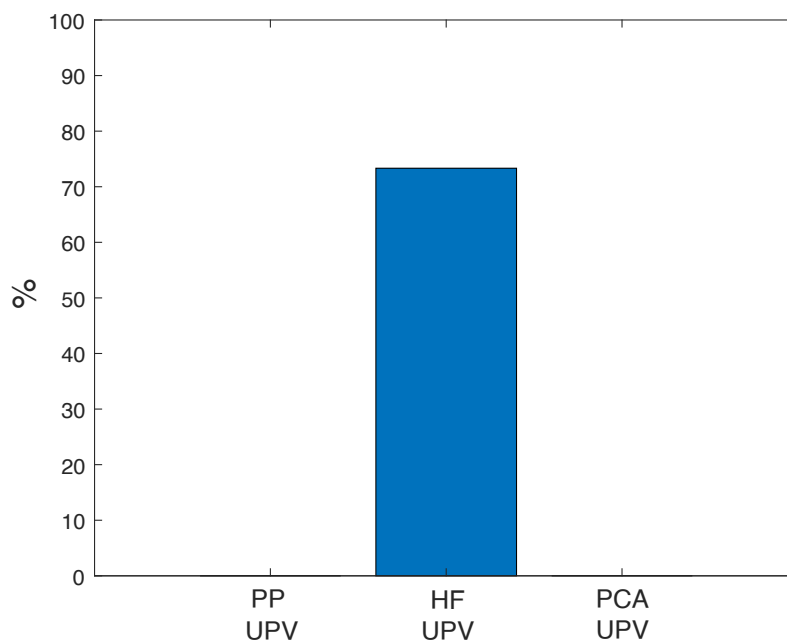
(d) Detail signálu.

Obrázek 5.10: Porovnání aproximovaných signálů pomocí šablon získaných z PCA pro EIT z prasete a člověka a detaily obou signálů. Signály korespondují s FFT z obrázku 5.9.

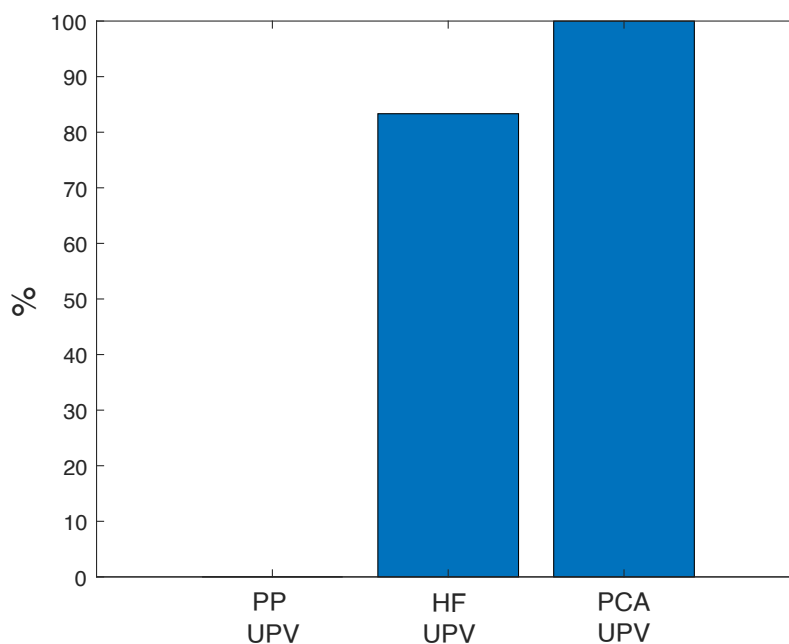
5.2 Vyhodnocení metod pro jednotlivé skupiny dat



Obrázek 5.11: Úspěšnost separace srdeční složky pro data z laparoskopických operací jednotlivými metodami.



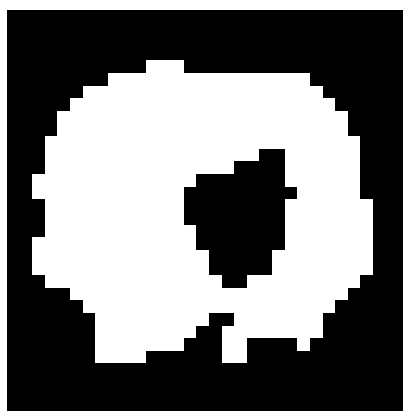
Obrázek 5.12: Úspěšnost separace srdeční pro data ze studie podání bolusu FR pro jednotlivé metody.



Obrázek 5.13: Úspěšnost separace srdeční pro data ze studie evakuace pleurálního výpotku pro jednotlivé metody.

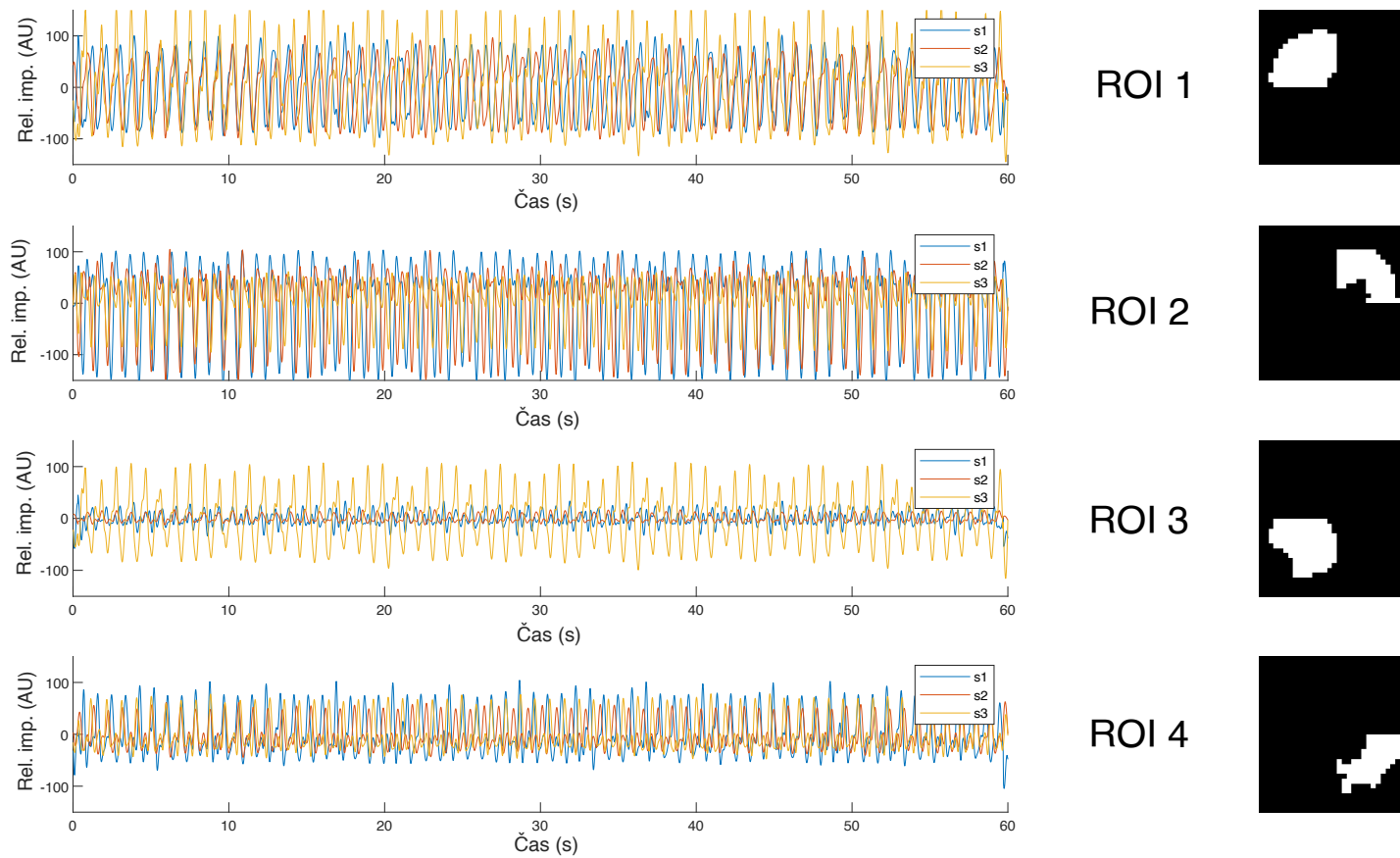
Na obrázcích 5.11 až 5.13 je vidět úspěšnost separace srdeční složky vždy pro jednotlivé metody. Grafy jsou vyobrazeny vždy jako metoda a její úspěšnost v procentech a jsou vždy pro jednotlivé skupiny dat.

5.3 Příklad využití separovaného signálu



Obrázek 5.14: Segmentované ROI z EIT signálu pro pacienta E07 dle [33].

Na obrázku 5.14 je zobrazeno ROI pro data naměřená u pacienta E07 ze studie evakuace pleurálního výpotku. Pro toto ROI je poté signál vyhodnocen pro tři segmenty záznamu. První segment (s1 - modře) je kalibrační manévr, druhý segment (s2 - červeně) je část před evakuací pleurálního výpotku a třetí segment (s3 - žlutá) je část již po evakuaci pleurálního výpotku.



Obrázek 5.15: Potenciální způsob využití dat z evakuace pleurálního výpotku (E07).

Kapitola 6

Diskuze

Hlavním zjištěním této práce je, že separace srdeční složky z naměřených dat EIT je možná, avšak je nutné vybrat správnou metodu. Ze třech testovaných metod na třech patientských skupinách (dvě lidské a jedna prasečí) nejlépe fungovala nově navržená metoda, která využívá kombinaci filtrace pásmovou propustí a hřebenovým filtrem. Tato metoda byla úspěšná v 77 % případů u pacientů na umělé plicní ventilaci. Další poměrně spolehlivou metodou je separace na základě analýzy hlavních komponent, jež byla navržena v roce 2008 [17] a separace srdeční složky byla úspěšná celkově v 63 %, respektive v 93 %, pokud bychom nepočítali skupinu dat z animálního experimentu na prasatech, kdy tato metoda nefungovala ani v jednom případě. Metoda, která fungovala pouze u dat z pacientů, jež nebyli připojeni na umělé plicní ventilaci, tedy dýchali spontánně, je filtrace pásmovou propustí. Ta byla úspěšná u 88 % spontánně dýchajících.

Filtrace pásmovou propustí je metoda, jež je implementovaná v softwaru Dräger EIT Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical, Lübeck, Německo). Tento způsob navrhovali již Zadehkoochak a spol. [22] a podobný způsob separace navrhovali i Grant a spol. [34], kteří využívali místo pásmové filtrace jen horní propust. Navržený filtr pro tento způsob je vidět na obrázku 4.2, kdy dolní limit byl zvolen, tak aby zahrnoval fyziologicky i část bradykardického spektra srdeční frekvence podobně jako v [34] a horní limit byl zvolen tak, aby hlavní srdeční frekvenci a její dvě harmonické. Pokud však signál EIT má silné harmonické frekvence ventilační složky, jak můžeme vidět na obrázku 2.2, které se objevují především u pacientů na umělé plicní ventilaci [17]. Jak vypadá příklad, kdy tento způsob patrně není možný použít, je vidět na obrázku

5.2. Ve frekvenčním spektru signálu je evidentní, že v něm zůstávají harmonické složky ventilace. Pokud bychom však vzali data, jež jsou nahraná při spontánní ventilaci, tak vzhledem k tomu, že dechy nejsou nikdy úplně stejné, tak k tomuto jevu nedochází. Jak vypadá separovaný signál pro spontánní ventilaci je možné vidět na obrázku 5.1. Dalším vysvětlením, proč se překryv spekter vyskytuje právě u umělé plicní ventilace, by mohl být fakt, že při objemově řízené ventilaci dochází k prudké změně v průtoku směrem do plic i z plic [35], což by mohlo způsobit rozkmitání plic. Tuto hypotézu by podporoval i fakt, že velikost poměru ventilačních harmonických složek vůči srdeční složce je regionálně závislý viz. obrázek 5.3 a nejvíce se projevuje právě na místech, kde by se v obrázku měly vyskytovat plíce. Avšak pro potvrzení této hypotézy by bylo nutné provést další experimenty. Dále by se tato závislost mohla jevit jako podklad pro novou metodu určení plicní a srdeční zájmové oblasti (ROI).

Novou navrženou metodou je filtrace kombinující pásmovou propust a hřebcový zádržný filtr. Tato metoda je navržená, aby fungovala pokud se v signálu EIT vyskytuje překryv frekvenčních spekter patřící složkám, jež je cílem separovat. Její úspěšnost se pohybuje okolo 77 % pro všechny tři zkoumané skupiny na umělé plicní ventilaci. Metoda využívá toho, že překryv spekter vzniká v důsledku harmonických složek ventilace, což znamená, že ve frekvenčním spektru budou od sebe tyto spektrální čáry stejně vzdáleny. Postup je vidět na obrázku 5.4. Tato metoda však selhává ve chvíli, kdy je zároveň násobkem ventilační frekvence i frekvence srdeční. Příklad, kdy zmíněný jev nastal, je možné pozorovat na obrázku 5.5. Tento jev může způsobit nutnost vyřazení některých dat při hodnocení. Mezi další limitace může patřit i to, že pro každý signál musí být vytvořen samostatný filtr, který musí být vždy odpovídající ventilační frekvenci respektive jejím harmonickým složkám.

Separace srdeční složky EIT signálu na základě šablon získaných z analýzy hlavních komponent (PCA) je posledním způsobem, který byl testován v rámci této práce. Tento způsob má dobré výsledky a to zhruba 93 % úspěšných separací pro data EIT, která byla naměřena na lidech, tzn. pouze v jednom případě nebyla separace úspěšná. Konkrétně se jednalo o jednoho pacienta ze skupiny laparoskopických operací s kapnoperitoneem. Pravděpodobně se ho nepodařilo separovat, protože druhá šablona použitá pro aproximaci obsahuje velké množství šumu. Skupina dat, kterou nebylo možné separovat touto metodou, je však z animálního experimentu s podá-

ním tekutinového bolusu na prasatech. Z pěti pokusů o separaci nebylo možné ani jednou srdeční a ventilační složku oddělit spolehlivě. Důvodem je pravděpodobně, že tato metoda byla navržena a optimalizována pro signály EIT pocházející z lidí. Pro správnou separaci by bylo nutné metodu upravit a pravděpodobně vybrat jiné šablony z koeficientů PCA. Jak vypadají získané šablony pomocí nichž je srdeční signál poté aproximován lze vidět na obrázku 5.9, kde je zároveň porovnání mezi šablonami pro člověka a pro prase. Zde je patrné, že spektrální složky ventilace dosahují druhé šabloně již poměrně vysoké amplitudy. Pokud bychom tedy chtěli metodu použít pro separaci srdeční složky u prasat, bylo by zřejmě nutné signál aproximovat pouze pomocí první z šablon. Dále je na tomto obrázku vidět i frekvenční spektrum aproximovaných signálů za použití těchto šablon. Poté na obrázku 5.10 lze vidět aproximované signály a jejich detaily, kde srdeční signál pro prase je poměrně značně zatížen nežádoucími složkami.

Dále byl navržen způsob, jakým by mohl být separovaný srdeční signál využíván v rámci analýzy dat z evakuace pleurálního výpotku. Pro segmentovanou oblast zájmu (ROI, obrázek 5.14), která byla ještě rozdělena na čtvrtiny, byly porovnány tři segmenty srdečního signálu 5.15. První segment označený s1 je kalibrační část signálu, druhý segment s2 je část signálu před evakuací pleurálního výpotku a s3 je část signálu po evakuaci pleurálního výpotku. V obrázku je patrné, že v oblastech zájmu ROI1 a ROI3 je možné pozorovat značný nárůst amplitudy pro segment s3. Jedna z interpretací tohoto jevu by mohla být to, že v této oblasti byl po evakuaci pleurálního výpotku zaznamenán nárůst plicní perfúze. Pro potvrzení této hypotézy je však nutné provést další experimenty a vyhodnotit další data, jež byla naměřena v rámci této studie. Pokud by se tato hypotéza však potvrdila, znamenalo by to, že po evakuaci pleurálního výpotku dojde ke zlepšení klinického obrazu [36] i z důvodu zlepšení perfúze.

Kapitola 7

Závěr

V rámci této diplomové práce byly zkoumány možnosti a limitace separace srdečního signálu z dat elektrické impedanční tomografie z experimentů z evakuace pleurálního výpotku, tekutinové bilance u prasat a laparoskopických operací s kapnoperitoneem u lidí. Pro každou skupinu dat byly testovány tři metody separace, z čehož jedna byla nově navržená. Dále byl navržen jeden z možných způsobů využití dat z proběhlé studie evakuace pleurálního výpotku. Poznatky ohledně separace srdeční složky budou dále využity v připravované studii.

Reference

1. LEONHARDT, Steffen; LACHMANN, Burkhard. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? *Intensive Care Medicine* [online]. 2012, roč. 38, č. 12, s. 1917–1929 [cit. 2021-03-10]. ISSN 0342-4642. Dostupné z DOI: 10.1007/s00134-012-2684-z.
2. BODENSTEIN, Marc; DAVID, Matthias; MARKSTALLER, Klaus. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Critical Care Medicine* [online]. 2009, roč. 37, č. 2, s. 713–724 [cit. 2021-03-10]. ISSN 0090-3493. Dostupné z DOI: 10.1097/CCM.0b013e3181958d2f.
3. FRERICHS, Inéz; WEILER, Norbert. Electrical impedance tomography. *Critical Care Medicine* [online]. 2012, roč. 40, č. 3, s. 1015–1016 [cit. 2021-03-10]. ISSN 0090-3493. Dostupné z DOI: 10.1097/CCM.0b013e31823d7849.
4. BROWN, B. Tissue Impedance Spectroscopy and Impedance Imaging. In: *Comprehensive Biomedical Physics* [online]. 1st. Elsevier, 2014, s. 73–90 [cit. 2021-03-10]. ISBN 9780444536334. Dostupné z DOI: 10.1016/B978-0-444-53632-7.00510-4.
5. PUTENSEN, Christian; HENTZE, Benjamin; MUENSTER, Stefan; MUDERS, Thomas. Electrical Impedance Tomography for Cardio-Pulmonary Monitoring. *Journal of Clinical Medicine* [online]. 2019, roč. 8, č. 8 [cit. 2021-03-10]. ISSN 2077-0383. Dostupné z DOI: 10.3390/jcm8081176.
6. FRERICHS, Inéz; AMATO, Marcelo B P; KAAM, Anton H van; TINGAY, David G; ZHAO, Zhanqi; GRYCHTOL, Bartłomiej; BODENSTEIN, Marc; GAGNON, Hervé; BÖHM, Stephan H; TESCHNER, Eckhard; STENQVIST, Ola; MAURI, Tommaso; TORSANI, Vinicius; CAMPOROTA, Luigi; SCHIBLER, Andreas; WOLF, Gerhard K; GOMMERS, Diederik; LEONHARDT, Steffen; ADLER, Andy. Chest electrical impedance tomography examination,

- data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. *Thorax* [online]. 2016, roč. 72, č. 1, s. 83–93 [cit. 2021-03-10]. ISSN 0040-6376. Dostupné z DOI: 10.1136/thoraxjnl-2016-208357.
7. KIM, Yougmin; WEBSTER, JOhn; TOMPKINS, Willis. Electrical Impedance imaging of the Thorax. *Journal of Microwave Power* [online]. 2016, roč. 18, č. 3, s. 245–257 [cit. 2021-03-11]. ISSN 0022-2739. Dostupné z DOI: 10.1080/16070658.1983.11689329.
 8. MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields* [online]. New York: Oxford University Press, 1995 [cit. 2021-08-04]. ISBN 01-950-5823-2.
 9. HOLDER, David S. *ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY: Methods, History and Applications* [online]. 1 st. London: Y Institute of Physics Publishing, 2005 [cit. 2021-03-16]. ISBN 9780750309523.
 10. HAHN, G; JUST, A; DUDYKEYVYCH, T; FRERICHS, I; HINZ, J; QUINTEL, M; HELDIGE, G. Imaging pathologic pulmonary air and fluid accumulation by functional and absolute EIT. *Physiological Measurement* [online]. 2006-05-01, roč. 27, č. 5, S187–S198 [cit. 2021-08-04]. ISSN 0967-3334. Dostupné z DOI: 10.1088/0967-3334/27/5/S16.
 11. HAHN, G; SIPINKOVA, I; BAISCH, F; HELDIGE, G. Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. *Physiological Measurement* [online]. 1995-08-01, roč. 16, č. 3A, A161–A173 [cit. 2021-08-04]. ISSN 0967-3334. Dostupné z DOI: 10.1088/0967-3334/16/3A/016.
 12. *Instruction Manual – Dräger EIT Data Analysis Tool*. Dräger Medical, Lübeck, Německo, 2011.
 13. ROUBIK, Karel; SOBOTA, Vladimír; LAVIOLA, Marianna. Selection of the Baseline Frame for Evaluation of Electrical Impedance Tomography of the Lungs. *2015 Second International Conference on Mathematics and Computers in Sciences and in Industry (MCSI)* [online]. 2015, s. 293–297 [cit. 2021-08-04]. ISBN 978-1-4799-8673-6. Dostupné z DOI: 10.1109/MCSI.2015.51.

14. BARBER, D C; BROWN, B H. Applied potential tomography. *Journal of Physics E: Scientific Instruments* [online]. 1984-09-01, roč. 17, č. 9, s. 723–733 [cit. 2021-04-10]. ISSN 0022-3735. Dostupné z DOI: 10.1088/0022-3735/17/9/002.
15. HENDERSON, Ross P.; WEBSTER, John G. An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the Thorax. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1978, roč. BME-25, č. 3, s. 250–254 [cit. 2021-04-10]. ISSN 0018-9294. Dostupné z DOI: 10.1109/TBME.1978.326329.
16. BROWN, B H; SEAGAR, A D. The Sheffield data collection system. *Clinical Physics and Physiological Measurement* [online]. 1987-11-01, roč. 8, č. 4A, s. 91–97 [cit. 2021-04-10]. ISSN 0143-0815. Dostupné z DOI: 10.1088/0143-0815/8/4A/012.
17. DEIBELE, J M; LUEPSCHEN, H; LEONHARDT, S. Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography. *Physiological Measurement* [online]. 2008-06-01, roč. 29, č. 6, S1–S14 [cit. 2021-04-16]. ISSN 0967-3334. Dostupné z DOI: 10.1088/0967-3334/29/6/S01.
18. EYUBOGLU, B.M.; BROWN, B.H.; BARBER, D.C. In vivo imaging of cardiac related impedance changes. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 1989, roč. 8, č. 1, s. 39–45 [cit. 2021-04-16]. ISSN 0739-5175. Dostupné z DOI: 10.1109/51.32404.
19. NOORDEGRAAF, Anton Vonk; KUNST, Peter W A; JANSE, André; MARCUS, Johan T; POSTMUS, Pieter E; FAES, Theo J C; VRIES, Peter M J M de. Pulmonary perfusion measured by means of electrical impedance tomography. *Physiological Measurement* [online]. 1998-05-01, roč. 19, č. 2, s. 263–273 [cit. 2021-04-16]. ISSN 0967-3334. Dostupné z DOI: 10.1088/0967-3334/19/2/013.
20. SMIT, Henk J.; VONK-NOORDEGRAAF, Anton; BOONSTRA, Anco; VRIES, Peter M. de; POSTMUS, Pieter E. Assessment of the Pulmonary Volume Pulse in Idiopathic Pulmonary Arterial Hypertension by Means of Electrical Impedance Tomography. *Respiration* [online]. 2006-9-1, roč. 73, č. 5, s. 597–602 [cit. 2021-04-16]. ISSN 0025-7931. Dostupné z DOI: 10.1159/000088694.

21. NGUYEN, D T; JIN, C; THIAGALINGAM, A; MCEWAN, A L. A review on electrical impedance tomography for pulmonary perfusion imaging. *Physiological Measurement* [online]. 2012-05-01, roč. 33, č. 5, s. 695–706 [cit. 2021-08-05]. ISSN 0967-3334. Dostupné z DOI: 10.1088/0967-3334/33/5/695.
22. ZADEHKOCHAK, M; BLOTT, B H; HAMES, T K; GEORGE, R F. Pulmonary perfusion and ventricular ejection imaging by frequency domain filtering of EIT images. *Clinical Physics and Physiological Measurement* [online]. 1992-12-01, roč. 13, č. A, s. 191–196 [cit. 2021-04-18]. ISSN 0143-0815. Dostupné z DOI: 10.1088/0143-0815/13/A/037.
23. BUDINGER, Thomas F. Introduction to Volume 1: Nuclear Medicine and Molecular Imaging. *Comprehensive Biomedical Physics* [online]. 2014, s. xxi–xxiii [cit. 2021-04-21]. ISBN 9780444536334. Dostupné z DOI: 10.1016/B978-0-444-53632-7.09990-1.
24. BELKIĆ, Dževad; BELKIĆ, Karen. Introduction to Volume 3: Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy. *Comprehensive Biomedical Physics* [online]. 2014, s. xiii–xvii [cit. 2021-04-21]. ISBN 9780444536334. Dostupné z DOI: 10.1016/B978-0-444-53632-7.09996-2.
25. FRERICHS, I.; HINZ, J.; HERRMANN, P.; WEISSER, G.; HAHN, G.; QUINTEL, M.; HELLIGE, G. Regional lung perfusion as determined by electrical impedance tomography in comparison with electron beam CT imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. 2002, roč. 21, č. 6, s. 646–652 [cit. 2021-07-29]. ISSN 0278-0062. Dostupné z DOI: 10.1109/TMI.2002.800585.
26. RAHMAN, T.; HASAN, M.M; FAROOQ, A.; UDDIN, M. Z. Extraction of cardiac and respiration signals in electrical impedance tomography based on independent component analysis. *Journal of Electrical Bioimpedance* [online]. 2013-10-05, roč. 4, č. 1, s. 38–44 [cit. 2021-07-29]. ISSN 1891-5469. Dostupné z DOI: 10.5617/jeb.553.
27. RARA, Ales; ROUBIK, Karel; TYLL, Tomas. Effects of pleural effusion drainage in the mechanically ventilated patient as monitored by electrical impedance tomography and end-expiratory lung volume: A pilot study. *Journal of Critical Care* [online]. 2020, roč. 59, s. 76–80 [cit. 2021-08-01]. ISSN 08839441. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jcrc.2020.06.001.

28. SOBOTA, Vladimír; MÜLLER, Martin; ROUBÍK, Karel. Intravenous administration of normal saline may be misinterpreted as a change of end-expiratory lung volume when using electrical impedance tomography. *Scientific Reports* [online]. 2019, roč. 9, č. 1 [cit. 2021-08-01]. ISSN 2045-2322. Dostupné z DOI: 10.1038/s41598-019-42241-7.
29. BUZKOVA, Kristyna; MULLER, Martin; RARA, Ales; ROUBIK, Karel; TYLL, Tomas. Ultrasound detection of diaphragm position in the region for lung monitoring by electrical impedance tomography during laparoscopy. *Biomedical Papers* [online]. 2018-3-27, roč. 162, č. 1, s. 43–46 [cit. 2021-08-02]. ISSN 12138118. Dostupné z DOI: 10.5507/bp.2018.005.
30. SMITH, Julius O. *Physical Audio Signal Processing: for Virtual Musical Instruments and Digital Audio Effects*. III. vyd. [Lexington]: W3K Publishing, 2010. ISBN 978-0-9745607-2-4.
31. *ME 365 - Measurement Systems* [online]. Purdue University, West Lafayette, Indiana, USA [cit. 2021-08-05]. Dostupné z: <https://engineering.purdue.edu/ME365/textbook.html>.
32. JOLLIFFE, I.T. *Principal component analysis*. 2nd ed. New York: Springer, 2002. ISBN 03-879-5442-2.
33. FRERICHS, Inéz; PULLETZ, Sven; ELKE, Gunnar; REIFFERSCHIED, Florian; SCHÄDLER, Dirk; SCHOLZ, Jens; WEILER, Norbert. Assessment of Changes in Distribution of Lung Perfusion by Electrical Impedance Tomography. *Respiration* [online]. 2009-4-1, roč. 77, č. 3, s. 282–291 [cit. 2021-08-06]. ISSN 0025-7931. Dostupné z DOI: 10.1159/000193994.
34. GRANT, Caroline A; PHAM, Trang; HOUGH, Judith; RIEDEL, Thomas; STOCKER, Christian; SCHIBLER, Andreas. Measurement of ventilation and cardiac related impedance changes with electrical impedance tomography. *Critical Care* [online]. 2011, roč. 15, č. 1 [cit. 2021-08-08]. ISSN 1364-8535. Dostupné z DOI: 10.1186/cc9985.
35. HESS, D.M.; KACMAREK, R.M. *Essentials of Mechanical Ventilation*. 3rd. McGraw Hill Professional, 2014. ISBN 9780071772839.

-
36. VETRUGNO, Luigi; BIGNAMI, Elena; ORSO, Daniele; VARGAS, Maria; GUADAGNIN, Giovanni M.; SAGLIETTI, Francesco; SERVILLO, Giuseppe; VOLPICELLI, Giovanni; NAVALESI, Paolo; BOVE, Tiziana. Utility of pleural effusion drainage in the ICU: An updated systematic review and META-analysis. *Journal of Critical Care* [online]. 2019, roč. 52, s. 22–32 [cit. 2021-08-11]. ISSN 08839441. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jcrc.2019.03.007.