



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

# **Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu**

## **Verification of functionality of electrical impedance tomography in 15-electrode mode**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Kateřina Sauerová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Kristýna Buzková

---

**Kladno 2017**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Kateřina Sauerová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu**  
Téma anglicky: Verification of functionality of electrical impedance tomography in 15-electrode mode


### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Realizujte sérii experimentů pro ověření funkčnosti systému elektrické impedanční tomografie PulmoVista 500 v 15-ti elektrodovém módu při monitorování distribuce ventilace. Simulujte výpadek jedné elektrody před kalibrací systému i v průběhu záznamu. Výsledky vyhodnoťte a formulujte případná doporučení pro výzkumnou i klinickou praxi.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Richard Grünes, Karel Roubík, Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči, Lékař a technika, ročník 38, číslo 1, 2008
- [2] Steffen Leonhardt, Burkhard Lachmann, Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?, Intensive Care Medicine, ročník 12, číslo 38, 2012
- [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 regional lung ventilation by EIT, Physiol. Meas., ročník 27, číslo 5, 2006
- [4] J. Guttman, H. Bernhard, G. Mols, A. Benzing, P. Hofmann, K. Geiger, C. Haberthür, D. Zappe, B. Fabry, Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans, Intensive Care Medicine, ročník 23, číslo 11, 1997, Listopad, 1119-1124 s.

Zadání platné do: 11.09.2018  
Vedoucí: Ing. Kristýna Buzková  
Konzultant: Ing. Václav Ort

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem *Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu* vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18. 5. 2017

.....

Kateřina Sauerová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych využila možnosti poděkovat na tomto místě vedoucí této práce, inženýrce Kristýně Buzkové, za ochotu, odborné vedení a veškerý čas, který mi věnovala. Další poděkování patří všem dobrovolníkům, kteří se zúčastnili experimentálního měření. Dodatečně bych také chtěla poděkovat Ing. Pavlovi Kratinovi, MBA za cenné konzultace, které mi poskytl ve svém volném čase. Tato bakalářská práce byla podpořena z grantu č. SGS16/258/OHK4/3T/17.

## **ABSTRAKT**

Přístroj PulmoVista 500 je elektrický impedanční tomograf využívaný v klinické praxi pro monitoraci distribuce ventilace. Pro měření se využívá 16elektrodový pás, který je umístěn okolo hrudníku. Tento přístroj má i přidanou funkci 15elektrodového módu, který řeší případný výpadek nebo zhoršení kontaktu na maximálně jedné elektrodě. Cílem této práce je zjistit, jak tento 15elektrodový mód funguje, jak přístroj posuzuje, kdy se tento mód spustí a jeho chování při možných situacích výpadků či zhoršení kontaktu na jedné elektrodě. Pilotní měření experimentu byla provedena na deseti dobrovolnících v sedmi různých nasimulovaných situacích, které by v praxi mohly nastat. Naměřená data byla zpracována v softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1, dále pak v MS Excel a v programu MATLAB. Na základě získaných dat bylo zjištěno, že při odpojení či zhoršeném kontaktu dochází k nejmenšímu zkreslení na výsledných snímcích při nakalibrovaném 15elektrodovém módu. Při 15elektrodovém módu bez kalibrace dochází k většímu zkreslení výsledných snímků. Když dojde k odpojení elektrody, výsledné EIT snímky jsou více zkreslené, než když je kontakt elektrody jen zhoršený.

### **Klíčová slova**

Elektrická impedanční tomografie, PulmoVista 500, 15elektrodový mód, elektrodový pás

## **ABSTRACT**

The PulmoVista 500 is an electrical impedance tomograph used in clinical practice to monitor distribution of ventilation. The 16 electrode belt, which is located around the chest, is used for the measurement. This device also has an added function of a 15-electrode mode, which allows measurement after a potential failure of one of the electrodes or in case of a deteriorated electrode contact on a maximum of one electrode. The aim of this thesis is to find out how the 15-electrode mode works, how the device determines when to apply this mode and its behaviour during a possible failure of an electrode or after deterioration of a contact of one electrode. The pilot measurements of the experiment were conducted on ten volunteers who were subject to seven different simulated situations that could occur in practice. The measured data was processed in the Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1, MS Excel and MATLAB. Based on the data obtained, it was determined that when an electrode is disconnected or has a deteriorated contact, the minimal distortion occurs on the resulting images of the calibrated 15-electrode mode. During the uncalibrated 15-electrode mode the resulting images were more distorted. When one of the electrodes was disconnected, the resulting EIT images were more distorted than when the electrode contact is only degraded.

### **Keywords**

Electrical Impedance Tomography, PulmoVista 500, 15 Electrode Mode, Electrode belt

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>9</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>10</b>
1.1 Elektrická impedanční tomografie .....	10
1.1.1 Konduktivita a impedance .....	10
1.1.2 Impedance tkání.....	11
1.1.3 Parametry ovlivňující bioelektrické vlastnosti tkání .....	11
1.1.4 Princip metody.....	12
1.2 PulmoVista 500 .....	13
1.2.1 Princip měření.....	13
1.2.2 Funkční EIT .....	14
1.2.3 Rekonstrukce snímků .....	14
1.2.4 Impedanční křivky.....	15
1.2.5 15elektrodový mód .....	15
1.3 Cíle práce.....	16
<b>2 Metody</b> .....	<b>17</b>
2.1 Dokumenty pro etickou komisi .....	17
2.2 Podklady k měření lidských subjektů.....	17
2.3 Charakteristika skupiny probandů.....	17
2.4 Příprava použitých přístrojů .....	18
2.5 Vstupní vyšetření .....	18
2.6 Popis měření EIT .....	19
2.7 Zpracování naměřených dat .....	24
<b>3 Výsledky</b> .....	<b>27</b>
3.1 Průměrné EIT snímky .....	27
3.2 Impedanční křivky.....	28
3.3 Lokální změny impedance.....	31
3.4 Statistické vyhodnocení .....	42
<b>4 Diskuse</b> .....	<b>44</b>
<b>5 Závěr</b> .....	<b>46</b>
<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>47</b>

<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>49</b>
<b>Příloha 1: Karta probanda .....</b>	<b>52</b>
<b>Příloha 2: Protokol měření.....</b>	<b>55</b>
<b>Příloha 3: Dokumenty pro etickou komisi.....</b>	<b>63</b>
<b>Příloha 4: Obsah přiloženého CD .....</b>	<b>69</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$\gamma$	S/m	Měrná vodivost, konduktivita
$\zeta$	$\Omega \cdot m$	Měrný odpor, rezistivita
$\Delta Z$	a.u.	Globální impedance
VC	L	Vitální kapacita (Vital Capacity)
FEV1	L	Usilovně vydechnutý objem (Forced Expiratory Volume)
BMI	kg/m <sup>2</sup>	Index tělesné hmotnosti
p	-	Hladina významnosti

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
EIT	Elektrická impedanční tomografie
fEIT	Funkční elektrická impedanční tomografie
ID	Identifikace
ROI	Oblast zájmu (region of interest)

# 1 Úvod

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je diagnostická lékařská metoda, která zobrazuje rovinné rozložení konduktivity tkáně. EIT je metoda, jejíž počátky byly zaznamenány již v 80. letech 19. století, která se v poslední době dostává do klinické praxe [1].

Tato metoda nachází uplatnění jak v lékařství, tak i v chemickém průmyslu. V klinické praxi se využívá pro diagnostiku rakoviny prsu, zobrazení žaludku a zejména v oblasti monitorování plicní ventilace [2].

Mezi nejčastěji využívaný EIT systém v klinické praxi patří přístroj PulmoVista 500 (Dräger). Pro provedení měření používá elektrodový pás obsahující 16 elektrod, který se umísťuje kolem hrudního koše. Přístroj má i přidanou funkci 15 elektrodového módu, který je schopen získat EIT snímek i v případě špatného kontaktu mezi elektrodou a pokožkou pacienta na maximálně jedné elektrodě. Hlavním cílem této práce je zjistit více podrobností, jak přesně tento 15elektrodový mód funguje a zda se výsledný záznam liší od 16elektrodového módu [3, 4].

## 1.1 Elektrická impedanční tomografie

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je zobrazovací lékařská technika. Využití EIT je zejména v oblasti monitorování plicní ventilace [1]. Velikost konduktivity závisí na typu tkáně, na její teplotě a na dalších fyziologických parametrech [5].

Hlavní výhodou EIT je neinvazivnost a rychlost snímání, která se pohybuje mezi 10 až 50 snímky za sekundu. Jedná se o poměrně levnou monitorovací metodu a lze ji aplikovat pro kontinuální nebo opakovaná měření. Její nevýhodou je malé prostorové rozlišení, které závisí na počtu použitých elektrod, které se liší podle konkrétního přístroje. Současné EIT systémy používají 8 až 32 elektrod [1, 2, 3].

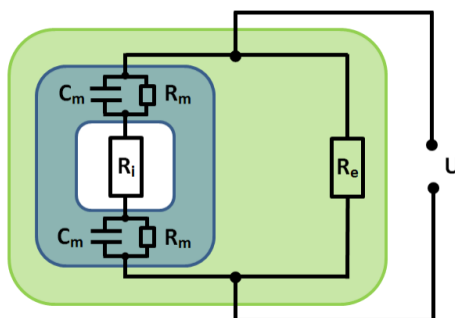
### 1.1.1 Konduktivita a impedance

Konduktivita neboli měrná vodivost  $\gamma$  je převrácenou hodnotou měrného odporu neboli rezistivity. Rezistivita  $\varsigma$  je materiálová konstanta a vyjadřuje odpor vodiče, který je přímo úměrný jeho délce a nepřímo úměrný jeho průřezu. Jednotkou rezistivity je  $\Omega\text{m}$  a jednotkou konduktivity je  $\text{Sm}^{-1}$  [6, 7].

Impedance  $Z$  popisuje odpor látky proti průchodu střídavého proudu a určuje fázový posun mezi napětím a proudem. Jednotkou impedance je  $\Omega$  [7].

### 1.1.2 Impedance tkání

Tkáň je tvořena buňkami a mimobuněčnou tekutinou a lze ji chápat jako mikroskopickou síť elektrických obvodů. Obvyklým modelem tkáně je čtyřprvkové odporově-kapacitní zapojení tvořené dvěma paralelními kombinacemi kondenzátoru  $C_m$  s rezistorem  $R_m$  v sérii s rezistorem  $R_i$ , které jsou paralelně spojeny s rezistorem  $R_e$  [7].  $C_m$  představuje buněčnou stěnu, která má díky lipidové dvojvrstvě kapacitní charakter.  $R_m$  reprezentuje iontové kanály a pumpy, jež procházejí skrz buněčnou membránu.  $R_i$  a  $R_e$  představují intracelulární a extracelulární prostory [5]. Výsledné zapojení je zobrazeno na Obrázku 1.1.



Obrázek 1.1: Elektrický model tkáně. Převzato z [7].

Buňku lze přirovnat k filtru typu horní propust. Skrz buňku snáze prochází proudy o vyšších frekvencích. Při nižších frekvencích proud teče především extracelulárními prostory. Při EIT se tedy výhradně používají zdroje střídavého proudu o frekvenci asi 10 kHz až 1 MHz, které pronikají přes membránu buněk [5].

### 1.1.3 Parametry ovlivňující bioelektrické vlastnosti tkání

V biologických tkáních je rezistivita ovlivněna lokálním množstvím tekutin, koncentrací iontů, teplotou a dalšími fyziologickými parametry [5, 8]. Další vliv na rezistivitu plic má obsah vzduchu v alveolech. S rostoucím objemem vzduchu v plicních sklípcích roste i jejich rezistivita, zatímco při výdechu dochází k jejímu snížení [8]. Jak již bylo zmíněno výše, velikost konduktivity, a tedy i rezistivity závisí na typu tkáně. V Tabulce 1.1 jsou uvedeny hodnoty rezistivity některých lidských tkání.

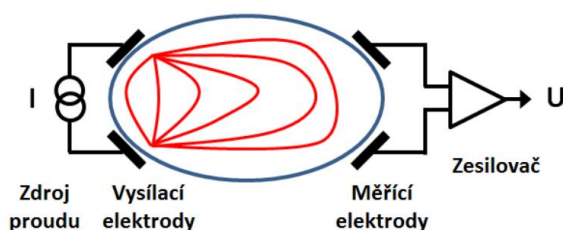
Tabulka 1.1: Rezistivita tkání. Převzato z [4].

Tkáň	Rezistivita ( $\Omega\text{m}$ )
Krev	1,5
Srdce	1,6 - 4,3
Plíce – konec výdechu	7,2
Plíce – konec nádechu	23,6
Tuk	27,2

### 1.1.4 Princip metody

Pro měření konduktivity tkáně se využívá argentschloridových elektrod, které jsou rozmístěny do prstence po obvodu vyšetřované části těla. Tyto elektrody mají funkci jak zdrojové elektrody proudu, tak jako měřicí elektrody rozdílu potenciálů [5]. Vysílacími elektrodami jsou do objektu vysílány střídavé proudy. Působením proudů dochází uvnitř objektu k rozložení potenciálu, které je ovlivněno elektrickými vlastnostmi vnitřních struktur objektu. Proudů procházejí objektem mezi elektrodami podle Kirchhoffova zákona po uzavřených smyčkách. Rozložení potenciálu je pak detekováno měřicími elektrodami. K vysílání elektrických proudů se používá jedna dvojice elektrod a snímání napětí z povrchu objektu je zajištěno zbývajícím počtem měřicích elektrod [7]. Naměřená data pak mohou být rekonstruována a zobrazena v reálném čase s dostatečným rozlišením pro sledování změn [9].

EIT systémy jsou tvořené zdrojem elektrického proudu, vysílacími a měřicími elektrodami, přepínačem zdrojových a měřicích elektrod, zesilovačem signálu a obvody pro zpracování signálu (Obr. 1.2) [5, 7].



Obrázek 1.2: Schéma EIT systému. Převzato z [7].

Bylo vyvinuto mnoho systémů pro monitorování plic. Většina z těchto systémů byla vytvořena akademickými skupinami s hlavním účelem výzkumu, avšak nyní už je na trhu zavedeno několik komerčních systémů EIT. Nejznámějším EIT systémem je přístroj PulmoVista 500 (Dräger) na Obrázku 1.3 [3].



Obrázek 1.3: Systém EIT PulmoVista 500 (Dräger).  
Převzato z [10].

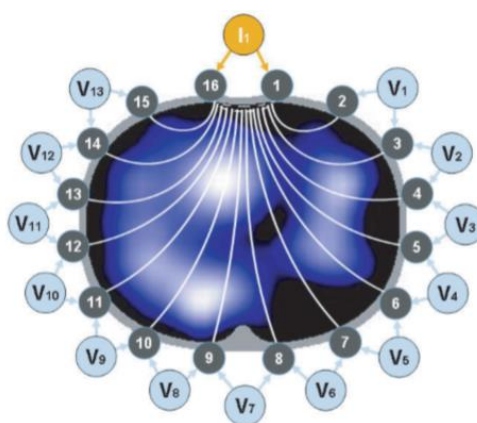
## 1.2 PulmoVista 500

Při zpracování této studie byl použit elektrický impedanční tomograf PulmoVista 500 od výrobce Dräger [4], který měří lokální bioelektrické vlastnosti v rámci transverzálního řezu hrudníku.

### 1.2.1 Princip měření

Pro provedení měření se používá elektrodový pás obsahující 16 elektrod umístěn v transverzální rovině okolo hrudní stěny. Kromě toho je jedna referenční elektroda připojena na břicho pacienta. Referenční elektroda zajišťuje, aby byla všechna měření bioimpedance na různých elektrodových párech vztažena ke stejnému elektrickému potenciálu. V obvodovém uspořádání elektrod existují různé způsoby, jak elektrody kombinovat [8]. Přístroj PulmoVista 500 využívá měřicí konfigurace Neighboring. Ta aplikuje známý střídavý proud na pár elektrod a měří výsledné povrchové potenciály na zbývajících 13 elektrodových párech, viz Obrázek 1.4. Amplituda proudu dosahuje maximální hodnoty 0,1 mA [10, 11].

Následně se sousední elektrodový pár použije pro další napájení proudem a provede se dalších 13 měření napětí. Umístění elektrodových párů přivádějících proud a měřících elektrodových párů se postupně otáčí po celém hrudníku. Přepínání elektrod je zajištěno multiplexorem, který páry elektrod střídavě přepíná mezi měřícím obvodem a zdrojem proudu. Jedno úplné otočení vytvoří 16 profilů napětí, a každý z nich se skládá z 13 měření napětí. Jeden výsledný obraz je vytvořen po vystřídání všech elektrod v pouštění proudu. Vznikne tedy  $13 \cdot 16 = 208$  napěťových profilů na jeden obraz [5, 7].



Obrázek 1.4: Schéma rozmístění napájecích a měřících elektrod. Převzato z [4].

Aplikací Ohmova zákona může být bioelektrická impedance mezi elektrodovými páry přivádějícími proud a měřícími elektrodovými páry stanovena ze známého proudu a změřených napětí [8]. Frekvence aplikovaného proudu je 80 až 130 kHz. Při měření lze zvolit konkrétní frekvenci, anebo použít automaticky nastavenou hodnotu přístrojem. Výsledných 208 hodnot napětí se použije k rekonstrukci jednoho průřezového snímku.

Časové rozlišení je poměrně vysoké, může být 10-50 snímků za sekundu. Naproti tomu prostorové rozlišení snímků je podstatně nižší. Prostorové rozlišení je dáno počtem snímacích elektrod. Dále je ovlivněno tím, že lidské tělo je nehomogenní objemový vodič a procházející proudy mají různé trajektorie. Protože trajektorie proudů nejsou přímky, nemusí obraz odpovídat skutečné pozici struktur v těle [7, 8, 10].

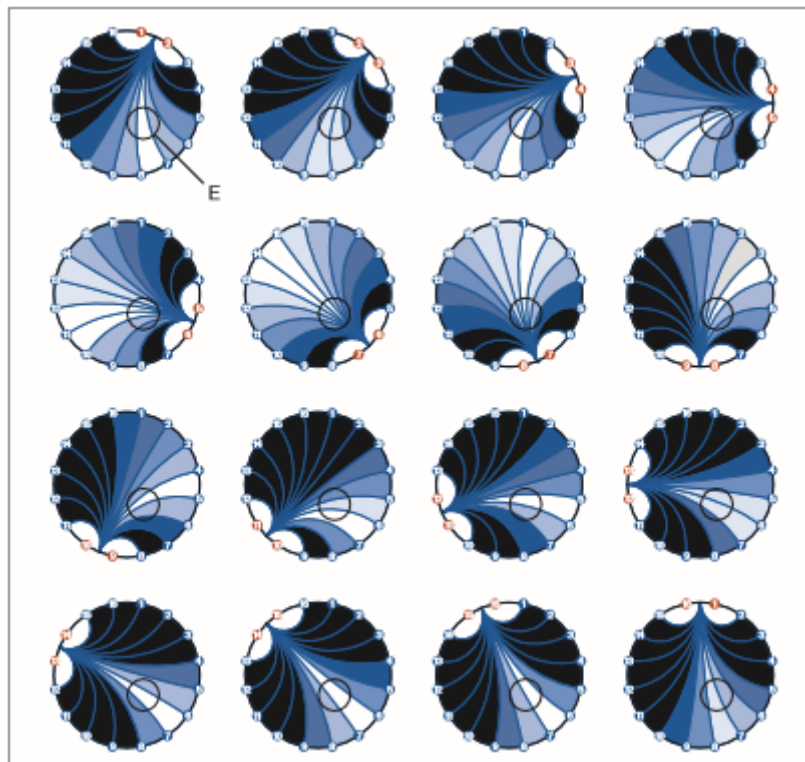
### 1.2.2 Funkční EIT

PulmoVista 500 používá funkční EIT, což znamená, že zobrazuje především relativní změny impedance v důsledku změn objemu plynu v plicích. Funkční EIT kompenzuje řadu nevýhod absolutního EIT, kde bylo k rekonstrukci snímku třeba znát přesných rozměrů pacientova a těla a přesné umístění elektrod [10, 11].

Funkční EIT (fEIT), které bylo zavedeno v roce 1995, se zaměřuje na zobrazování globální a lokální impedanční změny. Tato metoda určuje směrodatné odchylky impedance a vykreslí je do odpovídajícího pixelu v obrazu. Výsledný obraz pak mapuje ventilaci, která způsobuje změny impedance v konkrétním průřezu těla [8].

### 1.2.3 Rekonstrukce snímků

Pokud dojde k lokálnímu zvýšení impedance, nastane změna všech šestnácti napěťových profilů. Bez ohledu na to, kterými elektrodami přitéká proud, dojde vždy ke zvýšení napětí za oblastí zvýšené impedance [10].



**Obrázek 1.5:** Napěťové profily při lokálním zvýšení impedance. Písmenem E je označeno místo, kde došlo ke změně impedance. Bílé a světlé modré plochy symbolizují místa, kde došlo ke změně napětí. Černá místa jsou bez změny napětí. Převzato z [10].

Algoritmus rekonstrukce výsledného obrazu překryje všech šestnáct napěťových profilů a zobrazí se místo, kde došlo ke změně impedance [10].

Stejně jako u CT snímků, projekce zobrazených obrazů EIT je od kaudální po kraniální. To znamená, že levá strana obrázku zobrazuje pravou stranu pacienta. Horní část obrázku zobrazuje ventrální část pacienta [10].

PulmoVista 500 používá k rekonstrukci obrazu metodu konečných prvků FEM (finite element method), která převádí 208 hodnot napětí do elipsoidního obrazu EIT. Tato metoda rozděluje rovinu řezu do 340 trojúhelníků a každému trojúhelníku přiřadí homogenní a izotropní bioelektrické vlastnosti. Po změření napětí na povrchu tomografického řezu jsou jednotlivým trojúhelníkům algoritmem přiřazovány relativní impedanční změny. Pro další zpracování dojde k převedení trojúhelníkové struktury na strukturu obdélníkovou. Dále se na snímek aplikuje Gaussův filtr a dojde k jeho rozostření. Každý snímek EIT se skládá z matice  $32 \times 32$  pixelů. Pro zvětšení snímku se pak používá lineární interpolace, výchozí rozlišení však zůstává stejné [10].

Po rekonstrukci obrazu jsou relativní změny impedance pro každý pixel převedeny na barevnou škálu. Barevné škály jsou upraveny dle zjištěných minim a maxim konkrétních naměřených hodnot [4].

#### 1.2.4 Impedanční křivky

Vedle dynamických snímků přístroj PulmoVista 500 zobrazuje také impedanční křivky. Impedanční křivky představují změny impedance v rámci průřezové roviny v čase. Všechny impedanční křivky jsou vykreslovány současně přes stejnou časovou osu. Celkem přístroj zobrazuje pět impedančních křivek pod sebou. Globální impedanční křivka zobrazuje závislost průběhu změn impedancí v celém dynamickém snímku. Další čtyři křivky zastupují změny impedancí v jednotlivých vrstvách či kvadrantech dynamického snímku. Globální impedance  $\Delta Z$  je uváděna v bezrozměrných jednotkách a.u. (arbitrary unit) [4, 8, 11].

Pomocí impedančních křivek přístroj také detekuje dechovou frekvenci pacienta. Přístroj stanoví maximální a minimální hodnoty za posledních 15 sekund a definuje rozdíl mezi těmito hodnotami jako respirační rozsah [4].

#### 1.2.5 15elektrodový mód

V návodu výrobce Dräger uvádí, že má daný přístroj PulmoVista 500 přidanou funkci 15elektrodového módu [4]. Při zahájení nového měření pacienta přístroj automaticky zahájí kalibrační cyklus. Během kalibrace přístroj provede stanovení impedancí pokožka – elektroda pro všechny elektrody a následně zhodnotí, zda má všech 16 elektrod správný kontakt. Dostatečný kontakt nastává v případě, kdy je přechodová impedance menší než  $300 \Omega$ . Pokud maximálně jeden kontakt neodpovídá, přístroj je

schopen aktivovat měřicí model pro 15 elektrod. Prostorové rozlišení v oblasti neaktivní elektrody může být sníženo, ale měření mohou pokračovat [4].

### **1.3 Cíle práce**

Cílem této práce je navrhnout a provést experimenty na zdravých dobrovolnících a v rámci těchto měření ověřit funkčnost 15elektrodového módu. Hlavním cílem této práce je zjistit, jak tento 15elektrodový mód funguje a jak přístroj posuzuje, kdy se mód spustí. Dalším cílem je zjistit, jestli je možné spustit tento mód i v případě, že šestnáctou elektrodu vůbec nepřipojíme k pacientovi a jestli je rozdíl mezi nedostatečným kontaktem a žádným kontaktem elektrody. Cílem je též zjistit, jestli přístroj umí zjistit špatný přenos na elektrodě a přepnout se do modelu pro 15 elektrod i v průběhu měření.



## **2 Metody**

V této kapitole jsou zahrnuty a popsány všechny metody a postupy pro zpracování této studie.

### **2.1 Dokumenty pro etickou komisi**

Tato práce je prospektivní intervenční studií s účastí lidských subjektů. Z toho důvodu bylo třeba požádat o souhlas etické komise. K posouzení etické komise FBMI ČVUT v Praze byly dodány dokumenty žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT, sylabus výzkumného projektu a informovaný souhlas, které jsou doloženy v přílohách (Příloha 3). Informovaný souhlas má za úkol informovat měřené dobrovolníky o průběhu měření, o jeho možných diskomfortech či rizicích. Studie byla schválena etickou komisí v Praze, dne 22.03.2017.

### **2.2 Podklady k měření lidských subjektů**

Pro opakovatelnost a standardizaci postupu měření jednotlivých subjektů byly vypracovány dokumenty karta probanda a protokol měření.

Karta probanda slouží k dokumentaci výsledků vstupního vyšetření a k získání doplňujících informací o probandovi, které by mohly mít vliv na měření EIT. Pomocí dotazníku v kartě probanda byly zjišťovány tyto informace: množství přijaté potravy v průběhu tři hodin před měřením, nemoci respirační soustavy, kouření.

Protokol měření slouží k dokumentaci průběhu samotného měření EIT. Na začátku protokolu je kolonka pro vyplnění ID probanda, aby byl protokol jasně přiřazen k určitému probandovi a pro anonymizaci dat. Dále se vyplňuje místo, čas, datum a kdo protokol vyplňoval. Tabulka technického zajištění obsahuje názvy a výrobní čísla všech použitých přístrojů. Kapitola „Příprava měření“ obsahuje úkony, které byly prováděny vždy před začátkem experimentu. Dále následují kapitoly popisující jednotlivé simulované situace. Na konci protokolu jsou popsány úkony k ukončení měření a místo pro případné poznámky a popisy nestandardních jevů.

### **2.3 Charakteristika skupiny probandů**

Studie byla provedena na celkem deseti zdravých dobrovolnících. Všichni zúčastnění byli mužského pohlaví ve věku od 20 do 24 let. Všichni dobrovolníci se studii zúčastnili dobrovolně a podepsali informovaný souhlas. Přehled tělesných parametrů probandů je uveden v Tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Tělesné parametry měřených subjektů.

<b>Výběrový soubor:</b>		<b>10 mužů</b>	
<b>Charakteristika:</b>	<b>Ø</b>	<b>±</b>	<b>SD</b>
Věk	22,1	±	1,0
Výška (cm)	184,0	±	5,6
Hmotnost (kg)	87,2	±	14,8
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	25,8	±	4,3
Tělesný tuk (%)*	21,1	±	6,7

\*tělesný tuk naměřen pomocí impedanční váhy

## 2.4 Příprava použitých přístrojů

Před zahájením samotného měření byla prováděna příprava měřicích přístrojů k zajištění jejich správné funkčnosti.

V rámci vstupního vyšetření byl použit spirometr Geratherm Respiratory. Před jeho použitím byla vždy provedena objemová kalibrace s použitím kalibrační stříkačky Hans Rudolph 3L.

Pro měření BMI a procentuálního množství tuku byla použita impedanční váha Omron BF511, na které bylo třeba nastavit pro každého probanda parametry výška, věk a pohlaví.

Dále byly při vstupním vyšetření použity kaliperační kleště Harpenden Skinfold Caliper pro změření množství podkožního tuku. U kaliperu bylo vždy překontrolováno, zda je před měřením ručička na nule.

Před použitím samotného EIT přístroje PulmoVista 500 byla provedena kontrola přístroje. Hlavní kabel byl připojen k EIT modulu dle návodu k přístroji [4]. Tuto kontrolu pak přístroj provádí sám po stisknutí tlačítka „Kontrola přístroje“.

## 2.5 Vstupní vyšetření

Před zahájením celého experimentu byli probandi požádáni o přečtení a podepsání informovaného souhlasu. Před každým vstupním vyšetřením bylo probandům přiděleno identifikační číslo, kvůli anonymizaci dat při jejich pozdějším zpracování. Dále byla všem probandům přidělena karta probanda, do které byly zapisovány výsledky vstupního vyšetření.

Krejčovským metrem byl změřen obvod hrudníku a podle velikosti obvodu byla následně přidělena odpovídající velikost elektrodového pásu. Obvod hrudníku byl měřen přibližně v místě umístění elektrodového pásu, tedy v rozmezí 4. až 6. mezižebří v transverzální rovině.

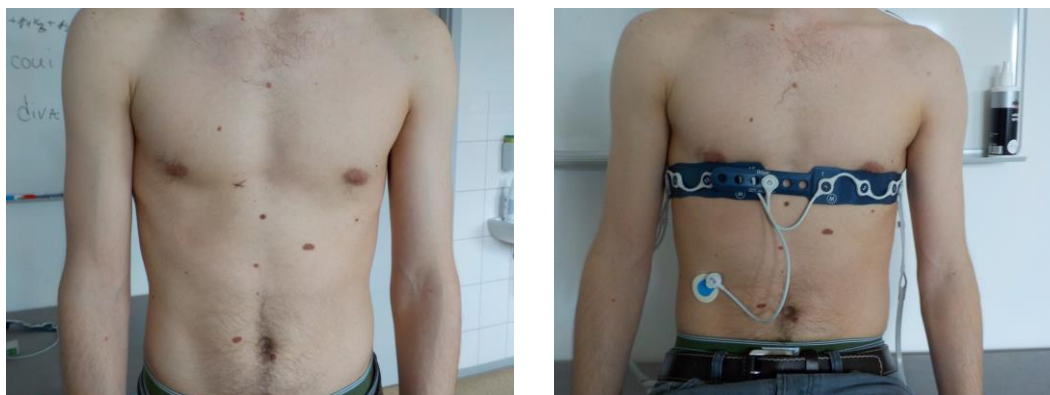
Probandi byli změřeni na impedanční váze, kde byla zjištěna jejich váha, BMI a množství tuku. Dále bylo změřeno množství podkožního tuku kaliperačními kleštěmi.

Kaliperačními kleštěmi byla změřena kožní řada nad bicipsem, nad tricipsem a na břiše nad kyčelní kostí. Každý proband byl takto změřen dvakrát a pak byly tyto hodnoty zprůměrovány a sečteny. Pro výslednou hodnotu byla v tabulkách, dodávaných výrobcem kaliperu, nalezena odpovídající hodnota procentuálního množství tuku.

Na závěr pak byly změřeny plicní objemy VC, FEV1 a jejich poměr, tzv. Tiffeneauův index, na spirometru. Proband měl při vyšetření na spirometru kolíček na nose a podle pokynů dýchal do náustku.

## 2.6 Popis měření EIT

Pro měření byl použit výše zmíněný přístroj PulmoVista 500. Elektrodový pás byl vždy umístěn, tak aby transversálně protínal hrudník na úrovni mezi 4. a 6. mezižebřím, což je oblast doporučená výrobcem. Místo umístění bylo nahmatáno rukou a označeno křížkem (Obr. 2.1). Velikost pásu byla zvolena podle naměřeného obvodu hrudníku každého probanda, jak je uvedeno v návodu přístroje [4].



**Obrázek 2.1:** Označení místa umístění elektrodového pásu křížkem (vlevo),  
Finální umístění pásu (vpravo), (autorský obrázek).

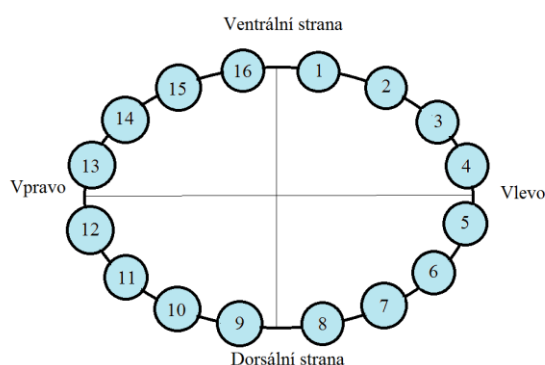
Po připojení elektrodového pásu k přístroji, byla vždy zkontrolována kvalita signálu, aby všechny elektrody, včetně referenční elektrody, měly s pokožkou dostatečný kontakt. Dostatečný kontakt znamená, že hodnota odporu mezi pokožkou měřeného subjektu a snímací elektrody nepřesáhla hodnotu  $300 \Omega$  (Obr. 2.3). V případě, kdy byl odpor větší než  $300 \Omega$ , byl mezi elektrodu a pokožku aplikován elektrodový gel, dokud signál nebyl na všech elektrodách dostačující.

Měřené subjekty byly v poloze vleže a po celou dobu měření klidně dýchaly. Každý naměřený záznam probíhal přibližně dvě až tři minuty a mezi každým záznamem byla pauza přibližně minutu.

V průběhu měření se vždy manipulovalo s různými elektrodami na ventrální straně probanda, kvůli lepší přístupnosti a manipulaci. V rámci měření jednoho subjektu bylo manipulováno s právě jednou elektrodou. Čísla elektrod, kterými se manipulovalo, jsou uvedeny v Tabulce 2.2. Názorné umístění elektrod je na Obrázku 2.2.

**Tabulka 2.2:** Čísla elektrod, se kterými se manipulovalo během měření

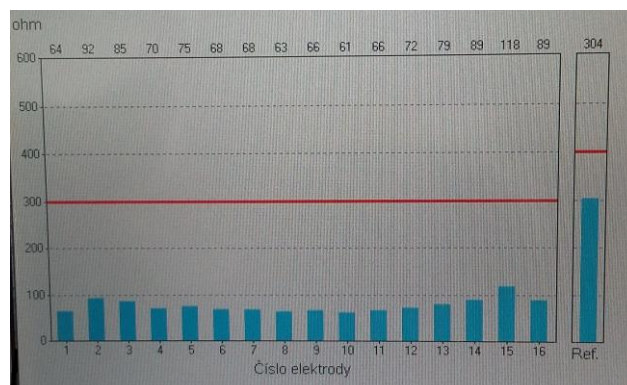
Proband	Číslo elektrody
0001	1
0002	1
0003	1
0004	13
0005	13
0006	15
0007	2
0008	15
0009	14
0010	15



**Obrázek 2.2:** Umístění elektrod na elektrodovém pásu (autorský obrázek).

Experiment byl navrhnout tak, aby zahrnoval situace, které by mohly v klinické praxi běžně nastat z důvodu jakékoliv manipulace s pacientem. Celkem bylo změřeno sedm situací u každého probanda.

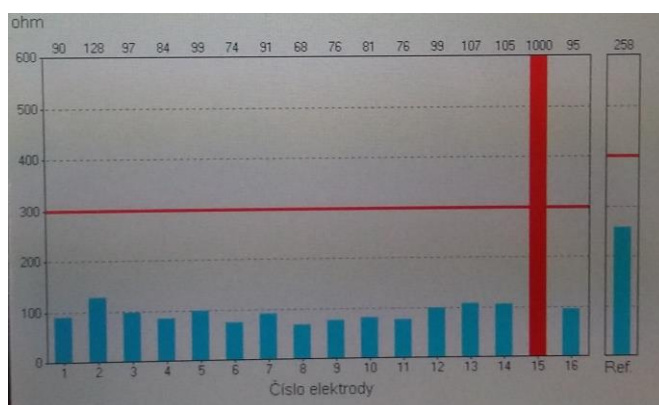
První záznam byl naměřen při normálním 16elektrodovém módu, kdy všechny elektrody měly s pokožkou dostatečný kontakt (Obr. 2.3).



**Obrázek 2.3:** Kontrola signálu (Záznam 1), 16elektrodový mód – kontakty všech elektrod dostatečné (autorský obrázek).

V druhé části experimentu byla odpojena z elektrodového pásu jedna elektroda. V panelu kontroly signálu impedance pokožka – elektroda vzrostla a sloupec pro konkrétní odpojenou elektrodu zčervenal (Obr. 2.4). Před samotným měřením byla spuštěna kalibrace, kdy se spustil 15elektrodový mód. Odpojení elektrody z pásu je předvedeno na Obrázku 2.5.

U třetí situace byl opět nakalibrován 16elektrodový mód. Došlo k odpojení jedné z elektrod (Obr. 2.5) a bylo spuštěno měření bez kalibrace 15elektrodového módu. Panel kontroly signálu vypadal obdobně jako na Obrázku 2.4.



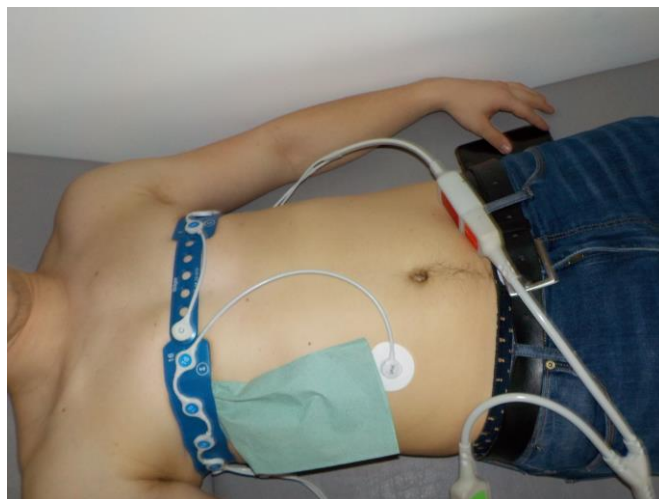
**Obrázek 2.4:** Kontrola signálu (Záznam 2), kalibrovaný 15elektrodový mód – elektroda č. 15 žádný kontakt (autorský obrázek).



**Obrázek 2.5:** Odpojení elektrody č. 1 z elektrodového pásu (autorský obrázek).

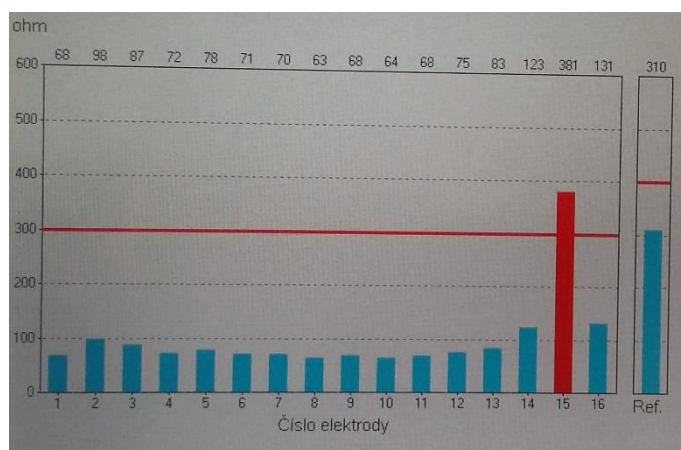
Ve čtvrté části experimentu bylo měření spuštěno v 16elektrodovém módu. Před záznamem byl nasimulován zhoršený kontakt na jedné elektrodě. Zhoršení kontaktu

bylo způsobeno vložení papírového ubrousku pod elektrodu (Obr. 2.6), tak aby odpor mezi elektrodou a pokožkou byl lehce větší než  $300 \Omega$  (Obr. 2.7).



**Obrázek 2.6:** Simulace zhoršeného kontaktu na elektrodě č. 15 (autorský obrázek).

V páté části experimentu bylo spuštěno měření v 16elektrodového módu. V průběhu záznamu proběhla simulace zhoršeného kontaktu na elektrodě pomocí papírového ubrousku (Obr. 2.6), stejným způsobem jako v předchozí, čtvrté části měření. Kontrola signálu je zobrazena na Obrázku 2.7.



**Obrázek 2.7:** Kontrola signálu (Záznam 5), zhoršený kontakt na elektrodě č. 15 (autorský obrázek).

U šesté situace bylo také spuštěno měření v 16elektrodového módu. Během měřeného záznamu došlo k úplnému odpojení (Obr. 2.5) a následnému připojení jedné

elektrody. Panel kontroly signálu během odpojení elektrody vypadal obdobně jako na Obrázku 2.4.

Poslední, sedmá situace byla měřena v 16elektrodového módu. Během měřeného záznamu došlo k nadzvednutí elektrodového pásu v místě elektrody, tak aby byl na chvíli přerušen kontakt elektrody s pokožkou probanda (Obr. 2.8). Panel kontroly signálu během nadzvednutí pásu vypadal obdobně jako na Obrázku 2.7.



**Obrázek 2.8:** Nadzvednutí elektrodového pásu v místě elektrody č. 14 (autorský obrázek).

Pro lepší přehlednost je zde uvedena Tabulka č. 2.3, která shrnuje a stručně popisuje všechny naměřené situace.

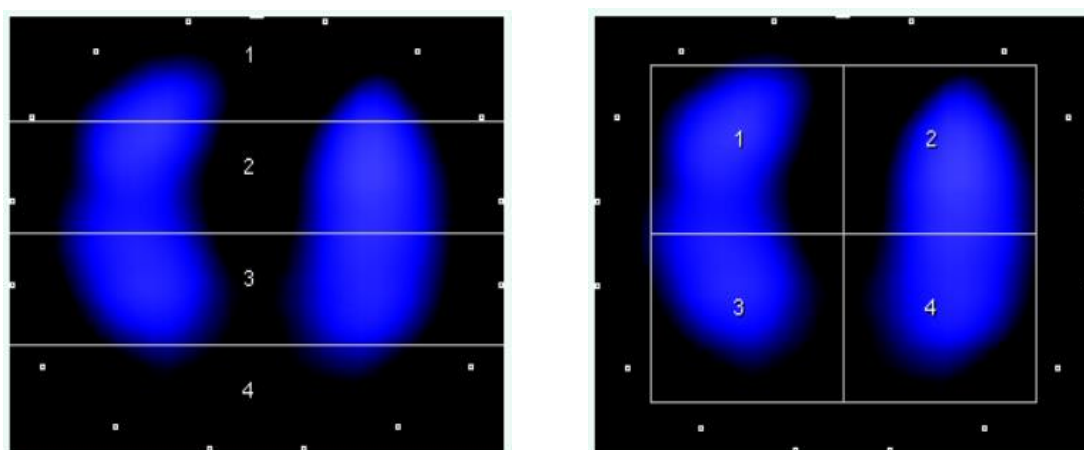
**Tabulka 2.3:** Přehled měřených záznamů.

Záznam	Popis
1	normální dýchání - 16 elektrod
2	kalibrovaný 15elektrodový mód
3	odpojení elektrody před záznamem
4	nedostatečný kontakt na elektrodě před záznamem
5	zhoršení kontaktu v průběhu záznamu
6	odpojení a následné připojení elektrody v průběhu záznamu
7	odchlípnutí elektrody v průběhu záznamu

## 2.7 Zpracování naměřených dat

Naměřené záznamy byly z přístroje PulmoVista 500 uloženy ve formátu s koncovkou .eit. Tento formát byl nahrán do softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1. Zpracování dat bylo stejné u všech sedmi simulovaných situací daného experimentu pro všechny měřené subjekty.

Pro nahraný soubor v softwaru bylo zvoleno zobrazení ROI vrstvy nebo ROI kvadranty. Zkratka ROI (regions of interest) vyjadřuje oblast zájmu. Rozdělení ROI definuje čtyři stejně velké části stanovovaného snímku. Názorné zobrazení ROI je na Obrázku 2.9.



**Obrázek 2.9:** Názorné zobrazení rozdělení EIT snímků na oblasti zájmu ROI vrstvy (vlevo) a ROI kvadranty (vpravo), (autorský obrázek).

Obě zobrazení ROI vrstvy a ROI kvadranty byla uložena do binárních souborů s koncovkou .bin a do textových souborů s koncovkou .asc pro další zpracování dat. Binární soubory a textové soubory obsahují data, ze kterých jsou rekonstruovány dynamické snímky během záznamu.

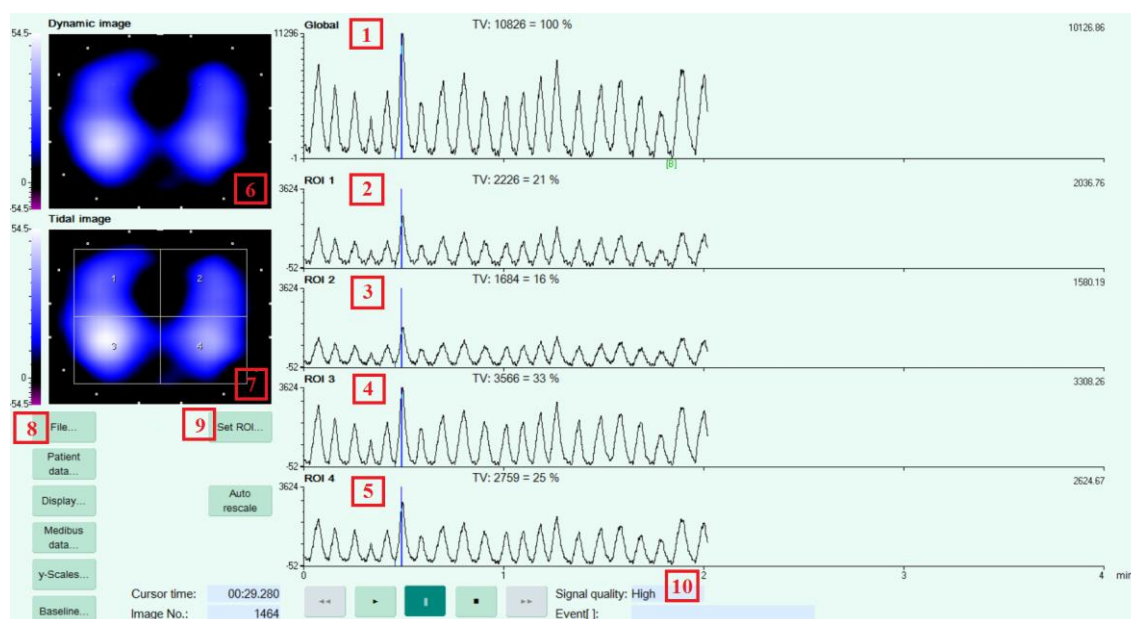
Binární soubory byly zpracovány v programu MATLAB, kde byly vytvořeny průměrné snímky procentuálního zastoupení ventilace v celém tomografickém řezu. Za každý záznam byl vytvořen jeden průměrný EIT snímek pro všechny změřené dobrovolníky.

V softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1 byly získány globální impedanční křivky pro porovnání mezi jednotlivými záznamy.

Na Obrázku 2.10 je zobrazeno prostředí softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1. Číslo 1 na obrázku je globální impedanční křivka znázorňující relativní změny impedance v závislosti na čase. Čísla 2–5 ukazují lokální impedanční křivky pro jednotlivé zvolené ROI. Číslo 6 je dynamický snímek a číslo 7 je respirační snímek, představující regionální rozložení změn impedance pro naposled detekovaný dech. Přes



tlačítko „File“ (číslo 8) lze do softwaru nahrát zvolený EIT záznam. Tlačítko „Set ROI“ umožňuje nastavit požadované oblasti zájmu ROI vrstvy či ROI kvadranty. Číslo 10 je ukazatel kvality signálu. Tento ukazatel při normálním 16elektrovém módu (Záznam 1) hlásí vysokou kvalitu signálu, při jakémkoliv jiném záznamu, kdy docházelo k manipulaci s některou elektrodou, hlásí nízkou kvalitu signálu [4].



**Obrázek 2.10:** Prostředí softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1 (autorský obrázek).

Textové soubory byly otevřeny v programu MS Excel, kde byly vypočítány střední hodnoty procentuálního zastoupení ventilace pro všechny čtyři oblasti zájmu při zobrazení vrstev i kvadrantů. Tyto hodnoty byly vyneseny do sloupcových grafů pro přehledné porovnání rozdílů mezi jednotlivými záznamy pro dané ROI. Toto zpracování dat slouží k přehlednému zobrazení hodnot procentuálního zastoupení ventilace v jednotlivých ROI pro všechny záznamy.

Dále byly provedeny výpočty relativních odchylek všech záznamů od referenčního Záznamu 1 pro každou ROI vrstvu a každý ROI kvadrant. Následně byly tyto odchylky pro každý záznam zprůměrovány. Tím vznikla jedna relativní odchylka ROI vrstev pro každý záznam a jedna relativní odchylka ROI kvadrantů pro každý záznam. Pro tyto odchylky byla vypočítána jejich střední hodnota mezi všemi změřenými subjekty. Pro přehlednější porovnání těchto odchylek jsou vyneseny do sloupcových grafů.

Před statistickým vyhodnocením naměřených dat byl proveden test normality. Jako test normality byl použit Chí-kvadrát test dobré shody. Tímto testem byla ověřena normalita dat, pouze u některých vyšlo rozdělení jako nenormální. Vzhledem k povaze dat je očekáváno rozdělení normální a výsledky nenormálního rozdělení byly pravděpodobně způsobeny malou velikostí výběrového souboru. Z tohoto důvodu byla data považována za normální a byl použit dvojbýřový párový t-test. Tímto testem byly

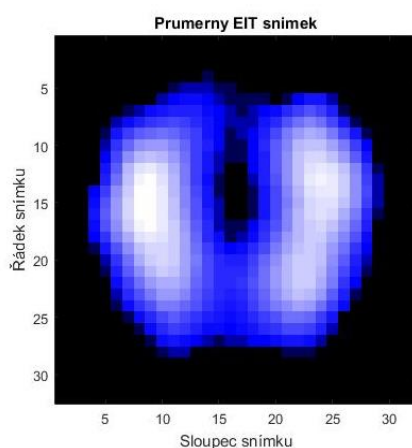
porovnány hodnoty naměřené v jednotlivých vrstvách a v jednotlivých kvadrantech mezi celou skupinou probandů. To znamená, že byly porovnávány hodnoty naměřené v ROI vrstvě 1 pro 16elektrový mód (Záznam 1) a 15elektrový mód (Záznam 2), poté pro 16elektrový mód a měření pouze s 15 elektrodami bez kalibrace 15elektrového módu atd. V dalším kroku bylo to samé provedeno pro hodnoty ROI vrstev 2, 3 a 4 a dále také pro všechny kvadranty. Vypočítané p hodnoty představují pravděpodobnost shody průměrů obou řad naměřených hodnot, které byly srovnávány. Hodnoty p byly vyneseny do tabulek zvlášť pro ROI vrstvy a zvlášť pro ROI kvadranty. Hodnoty p v tabulkách pak byly vyhodnoceny jako statisticky nevýznamné ( $p > 0,05$ ), statisticky významné ( $p < 0,05$ ) a statisticky vysoce významné ( $p < 0,01$ ).

### 3 Výsledky

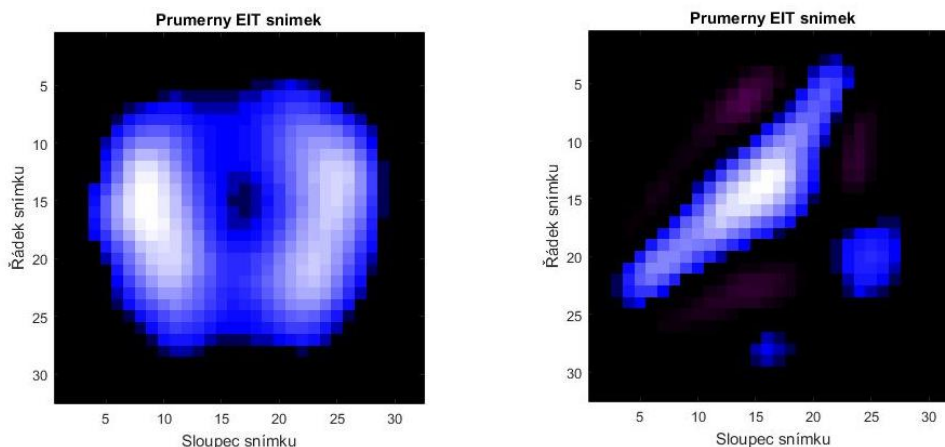
V této kapitole jsou uvedeny výsledky, které byly získány zpracováním naměřených dat.

#### 3.1 Průměrné EIT snímky

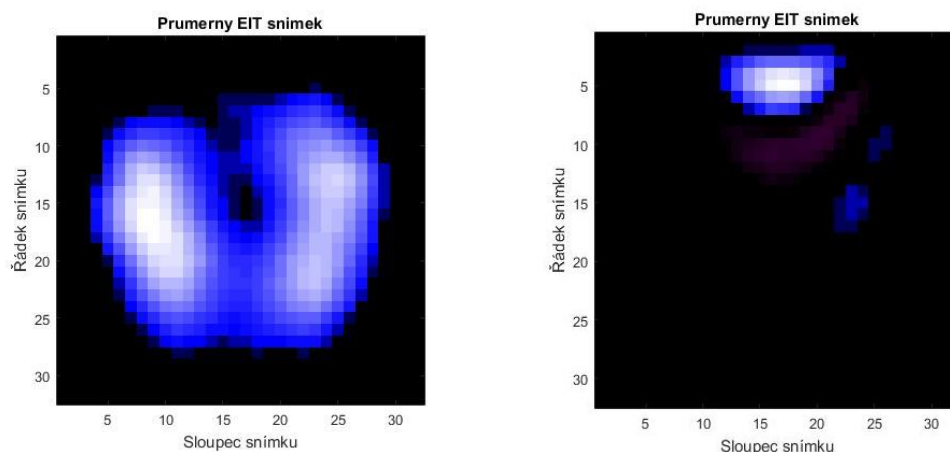
Pro všechny probandy bylo vytvořeno sedm průměrných EIT snímků. Jednotlivé snímky odpovídají jednotlivým simulovaným situacím (Obr 3.1–3.4). Snímky byly vytvořeny v prostředí MATLAB zprůměrováním všech snímků uložených v EIT záznamu. Níže jsou prezentovány snímky jednoho měřeného probanda, u kterého docházelo k manipulaci pouze s elektrodou č. 1 (Obr. 2.2).



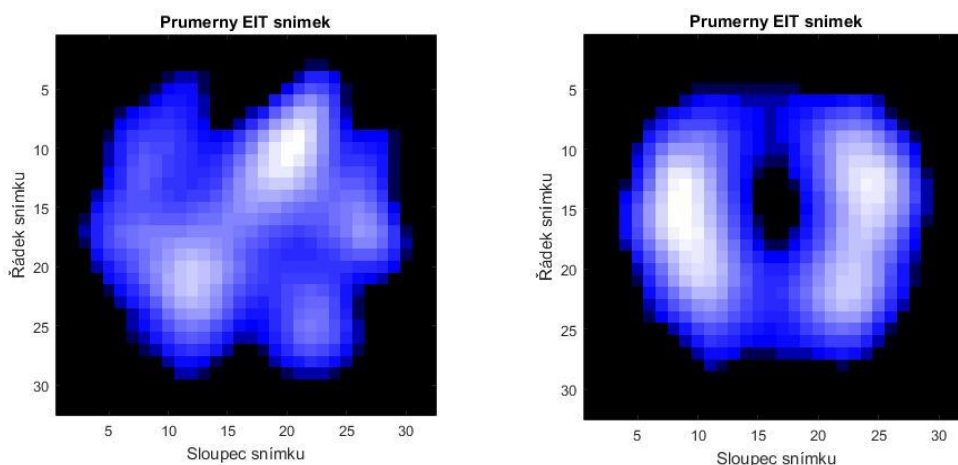
**Obrázek 3.1:** Průměrný EIT snímek pro 16 elektrodový mód, referenční záznam (Záznam 1), proband 0003, (autorský obrázek).



**Obrázek 3.2:** Průměrný EIT snímek pro výpadek elektrody při kalibrovaném 15elektrodovém módu - Záznam 2 (vlevo), Průměrný EIT snímek pro výpadek elektrody při 16elektrodovém módu - Záznam 3 (vpravo), proband 0003, (autorský obrázek).



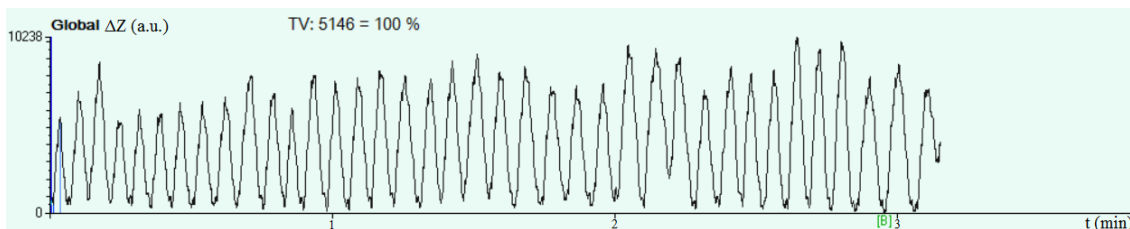
**Obrázek 3.3:** Průměrný EIT snímek pro zhoršený kontakt na elektrodě před záznamem - Záznam 4 (vlevo), Průměrný EIT snímek pro zhoršený kontakt během záznamu – Záznam 5 (vpravo), proband 0003, (autorský obrázek).



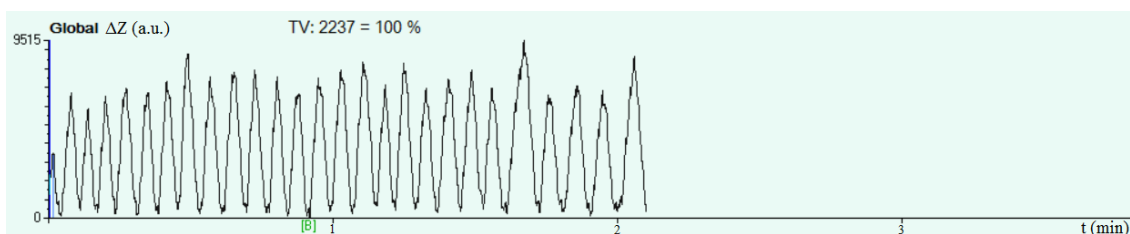
**Obrázek 3.4:** Průměrný EIT snímek pro odpojení a následné připojení elektrody - Záznam 6 (vlevo), Průměrný EIT snímek pro krátkodobé nadzvednutí elektrodového pásu v místě jedné elektrody během záznamu – Záznam 7 (vpravo), proband 0003, (autorský obrázek).

## 3.2 Impedanční křivky

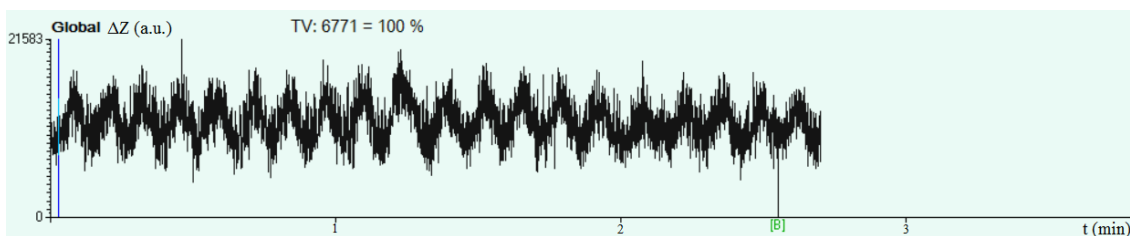
Globální impedanční křivky zobrazují impedanční změny v rámci celého tomografického řezu v závislosti na čase. Impedanční křivky jsou vytvořené softwarem Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1 a pro srovnání jednotlivých simulovaných situací jsou uvedeny níže (Obr 3.5 – 3.11).



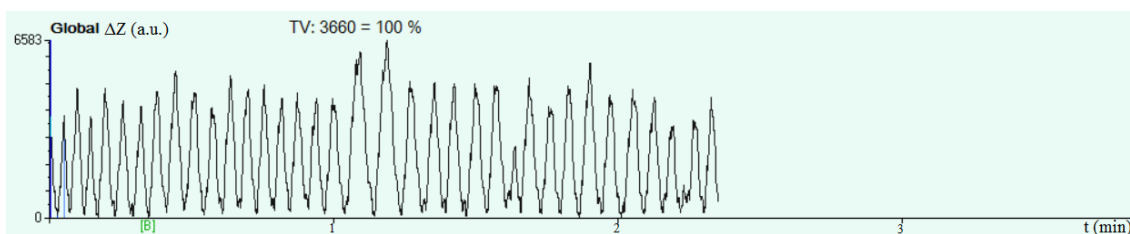
**Obrázek 3.5:** Impedanční křivka pro Záznam 1, 16elektrodový mód – referenční záznam, proband 0005, (autorský obrázek).



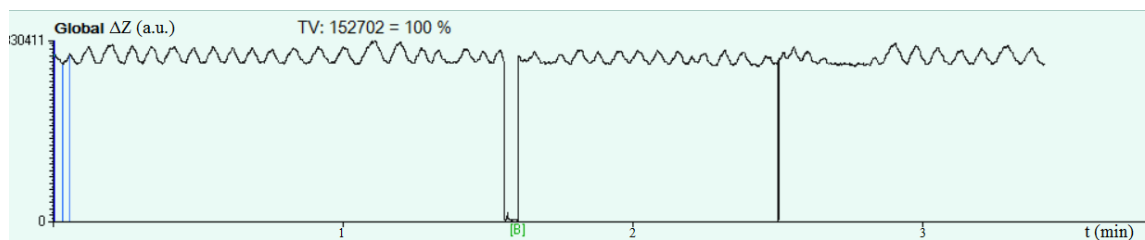
**Obrázek 3.6:** Impedanční křivka pro Záznam 2, odpojení elektrody – kalibrovaný 15elektrodový mód, proband 0005, (autorský obrázek).



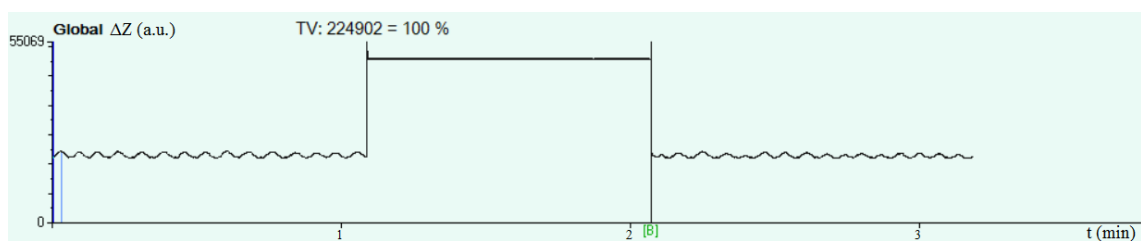
**Obrázek 3.7:** Impedanční křivka pro Záznam 3, odpojení elektrody – 16elektrodový mód, proband 0005, (autorský obrázek).



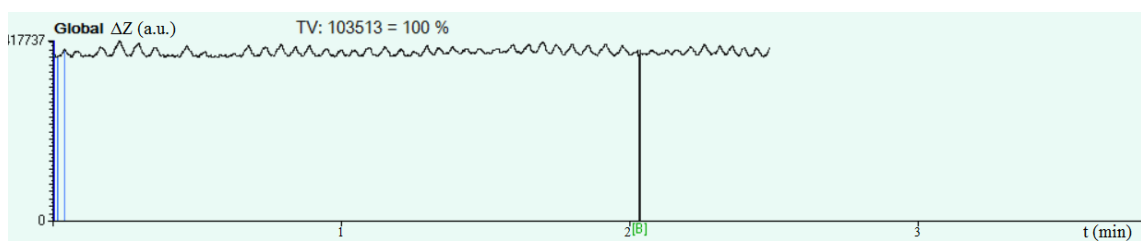
**Obrázek 3.8:** Impedanční křivka pro Záznam 4, zhoršený kontakt na elektrodě před záznamem, proband 0005, (autorský obrázek).



**Obrázek 3.9:** Impedanční křivka pro Záznam 5, zhoršený kontakt na elektrodě v průběhu záznamu, proband 0005, (autorský obrázek).



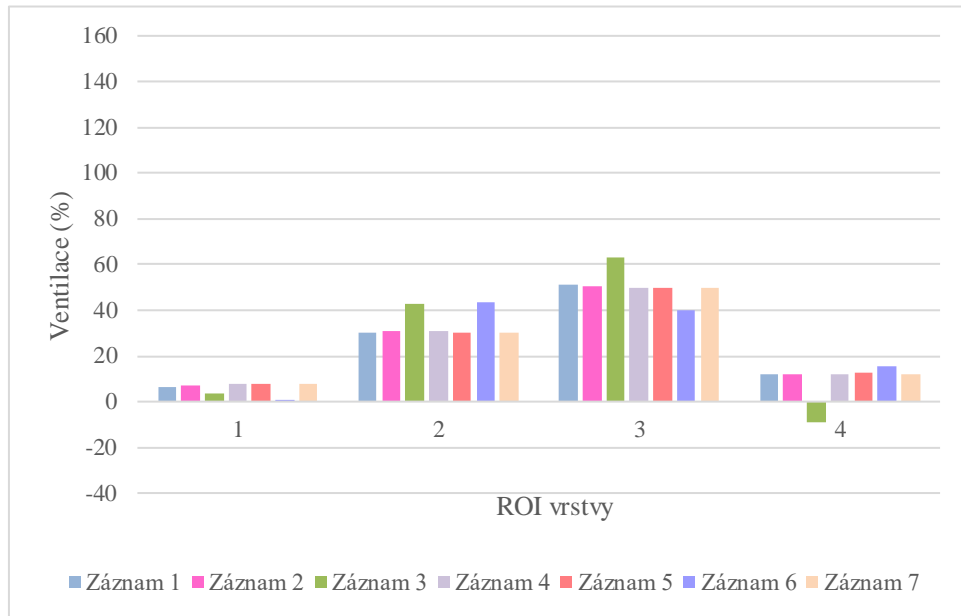
**Obrázek 3.10:** Impedanční křivka pro Záznam 6, odpojení a následné připojení elektrody, proband 0005, (autorský obrázek).



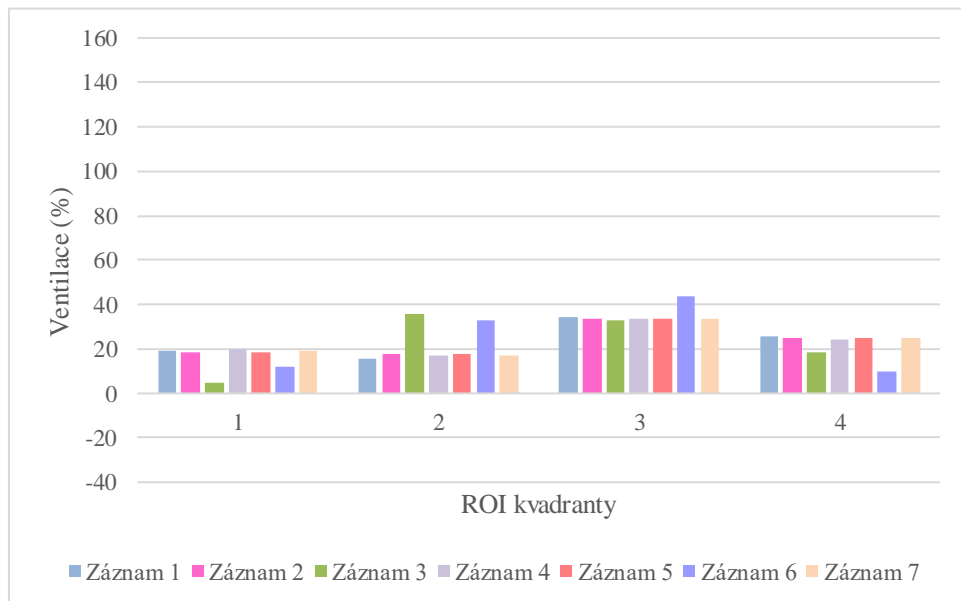
**Obrázek 3.11:** Impedanční křivka pro Záznam 7, krátkodobé nadzvednutí pásu v místě jedné elektrody, proband 0005, (autorský obrázek).

### 3.3 Lokální změny impedance

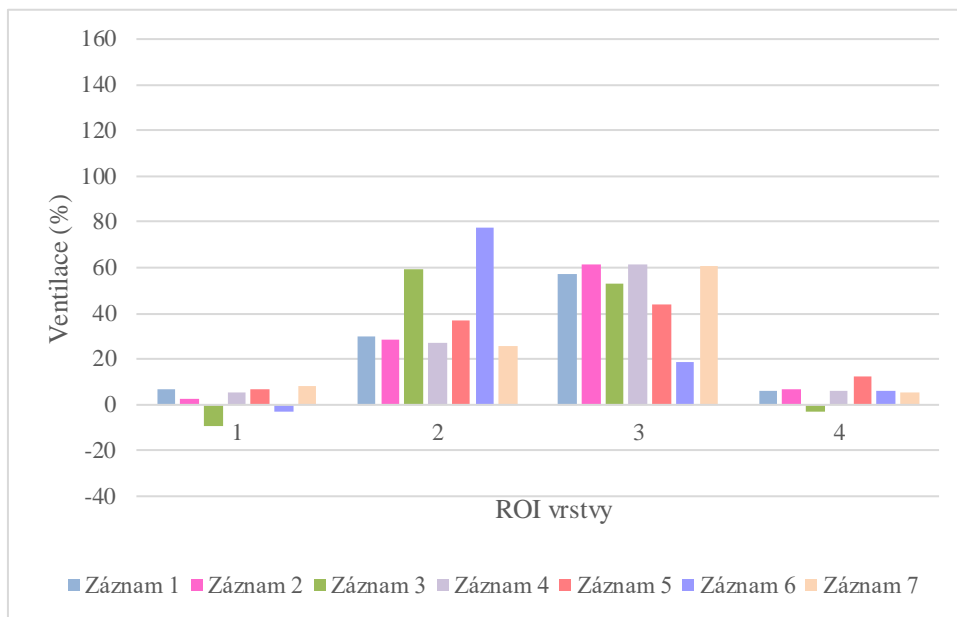
Vypočítané střední hodnoty procentuálního zastoupení ventilace pro všechny oblasti zájmu ROI vrstvy a ROI kvadranty jsou vyneseny do sloupcových grafů pro porovnání rozdílů mezi jednotlivými záznamy u každého probanda (Obr. 3.12 až 3.31.). Na těchto grafech lze vidět vysoká variabilita naměřených dat napříč celou skupinou probandů.



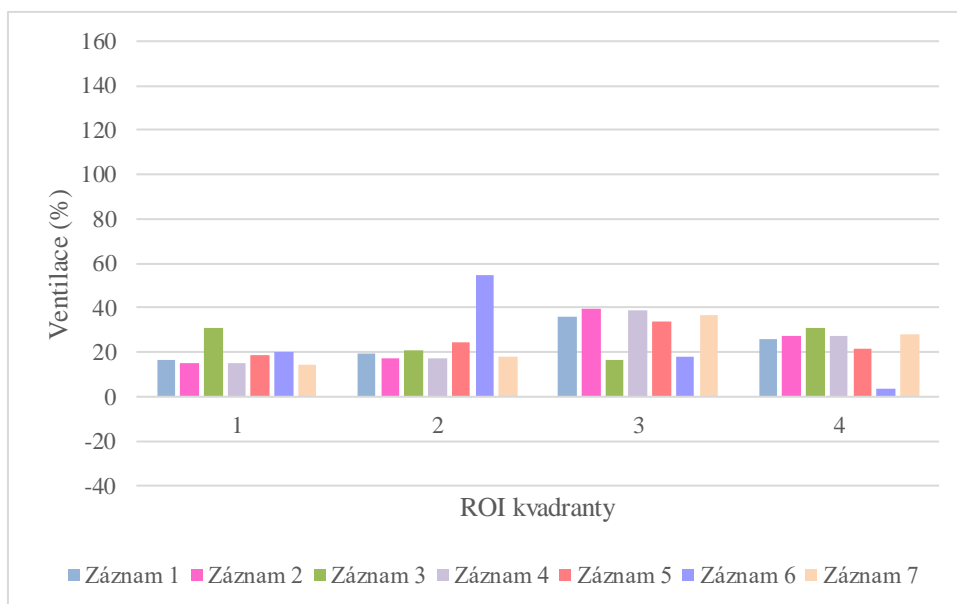
**Obrázek 3.12:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0001



**Obrázek 3.13:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0001

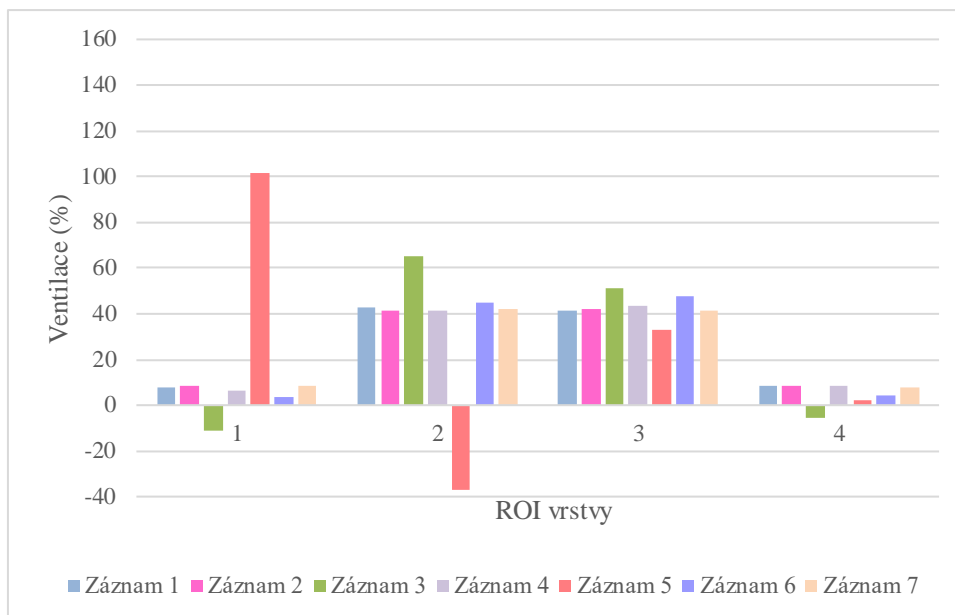


**Obrázek 3.14:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0002

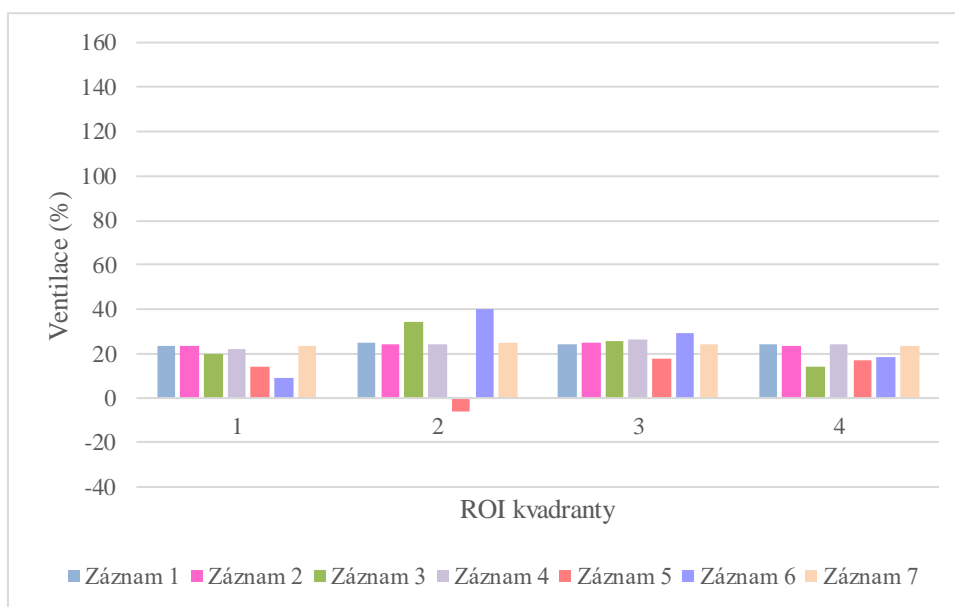


**Obrázek 3.15:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0002

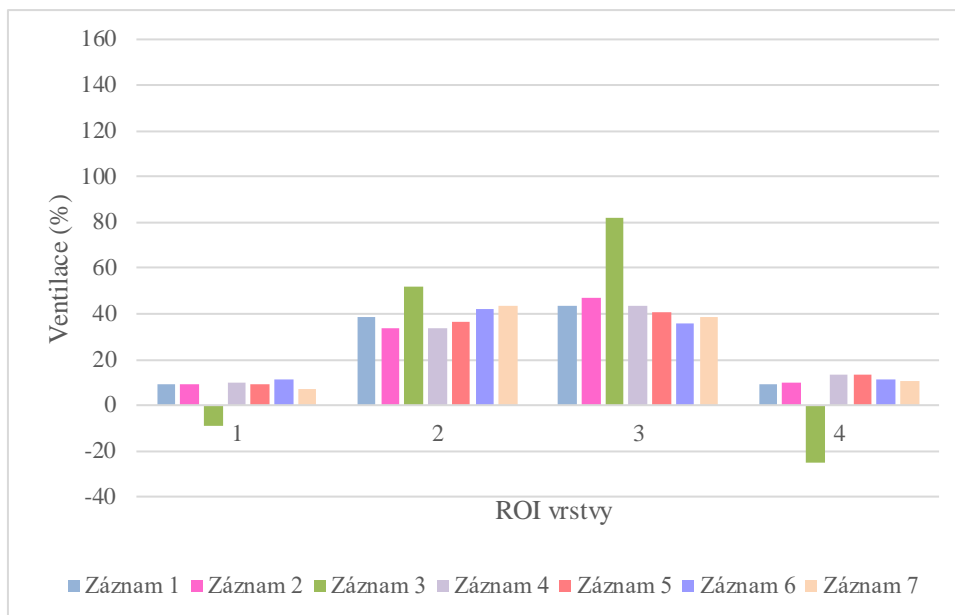




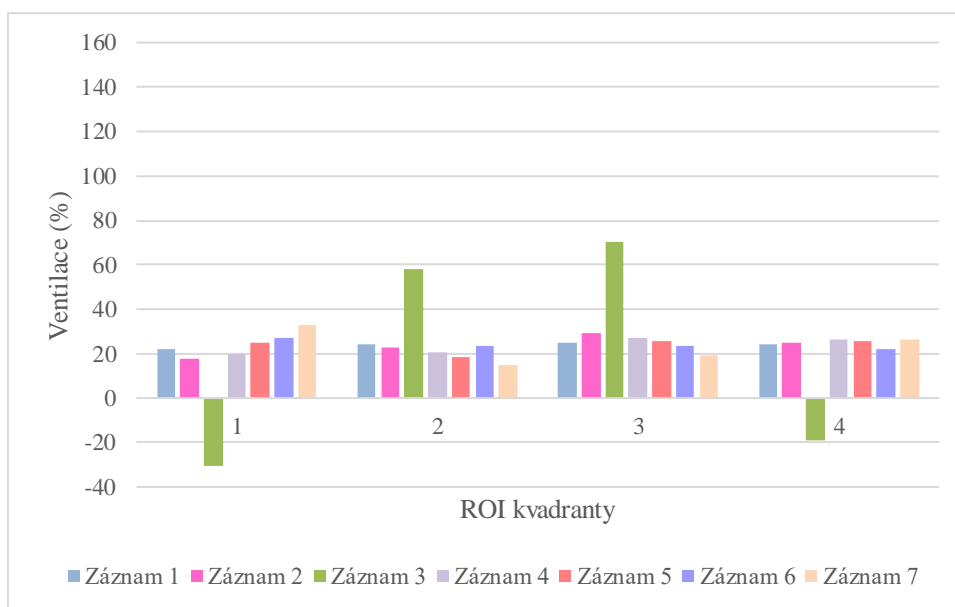
**Obrázek 3.16:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0003



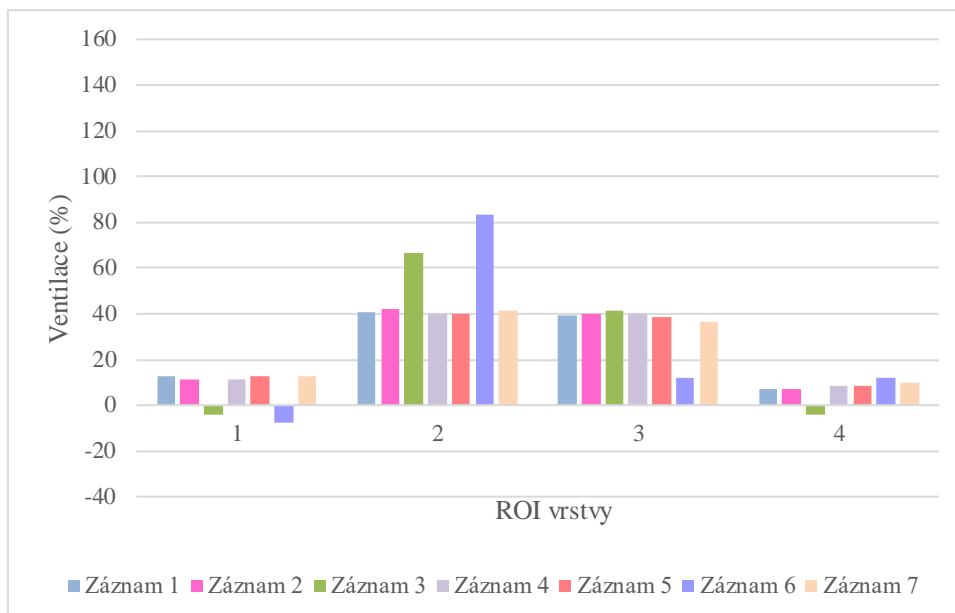
**Obrázek 3.17:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0003



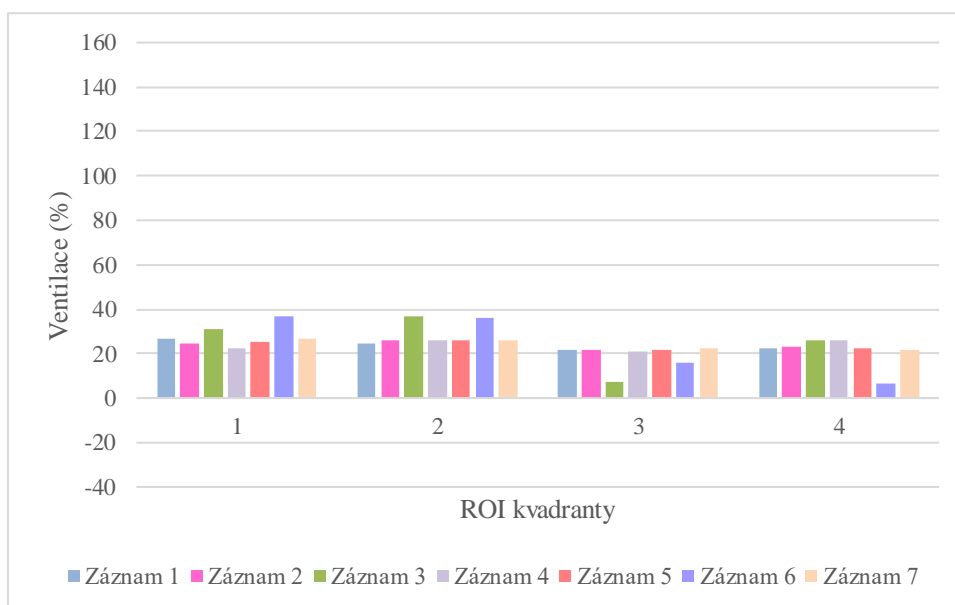
**Obrázek 3.18:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0004



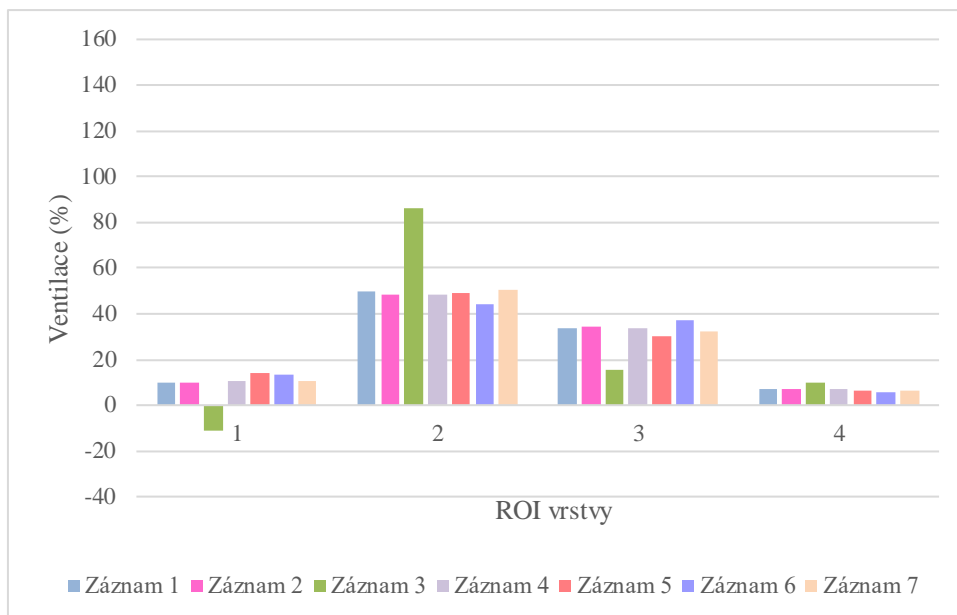
**Obrázek 3.19:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0004



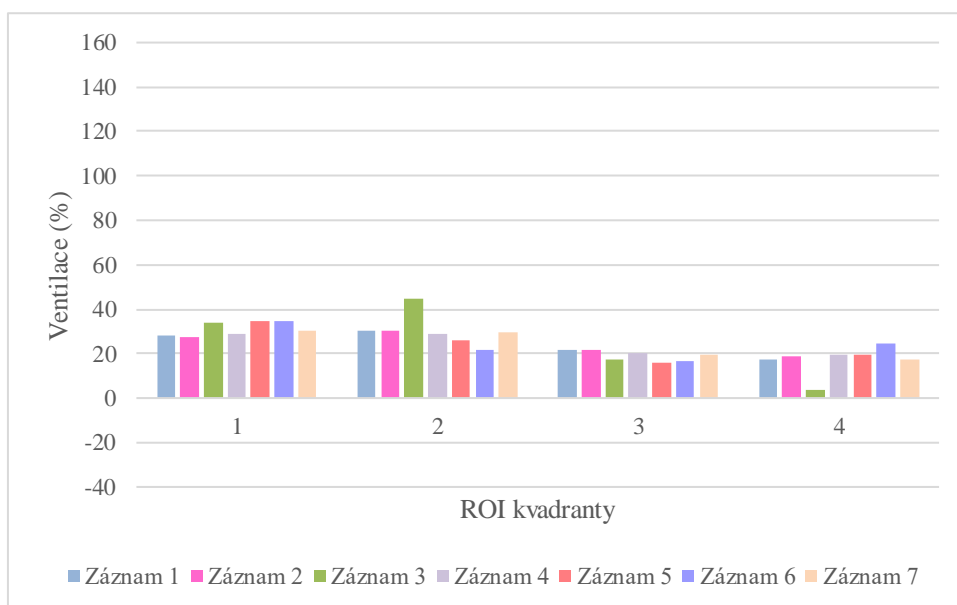
**Obrázek 3.20:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0005



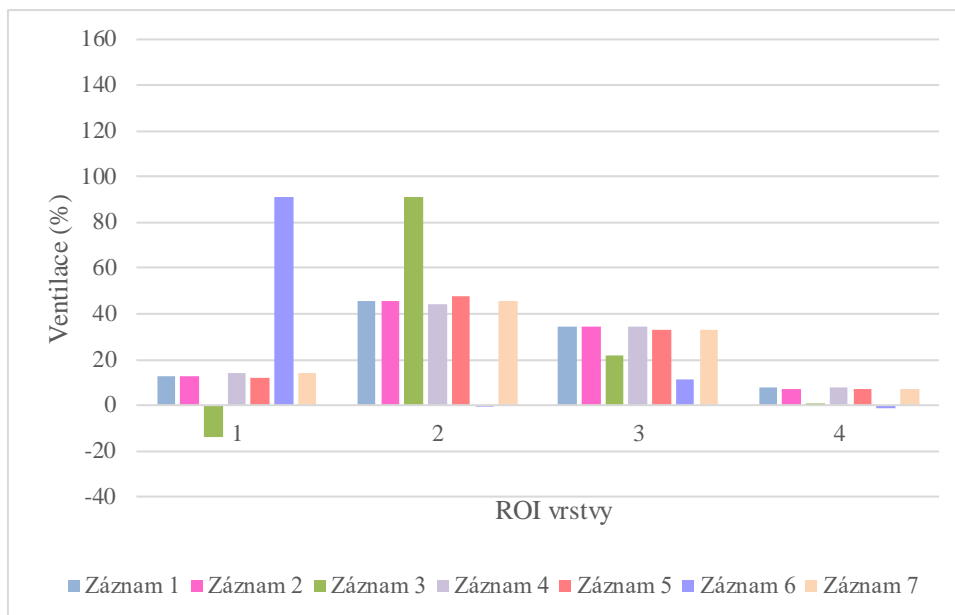
**Obrázek 3.21:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0005



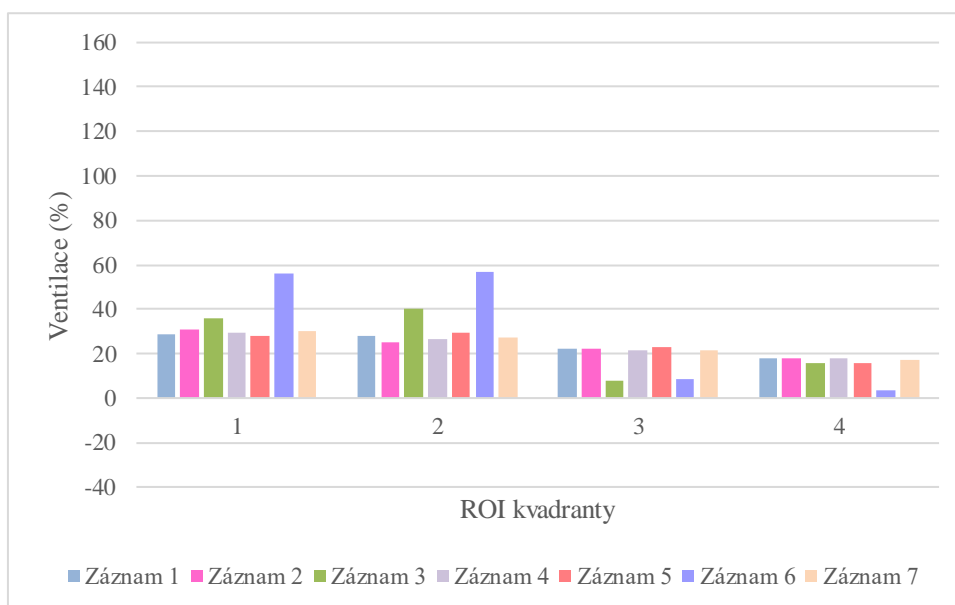
**Obrázek 3.22:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0006



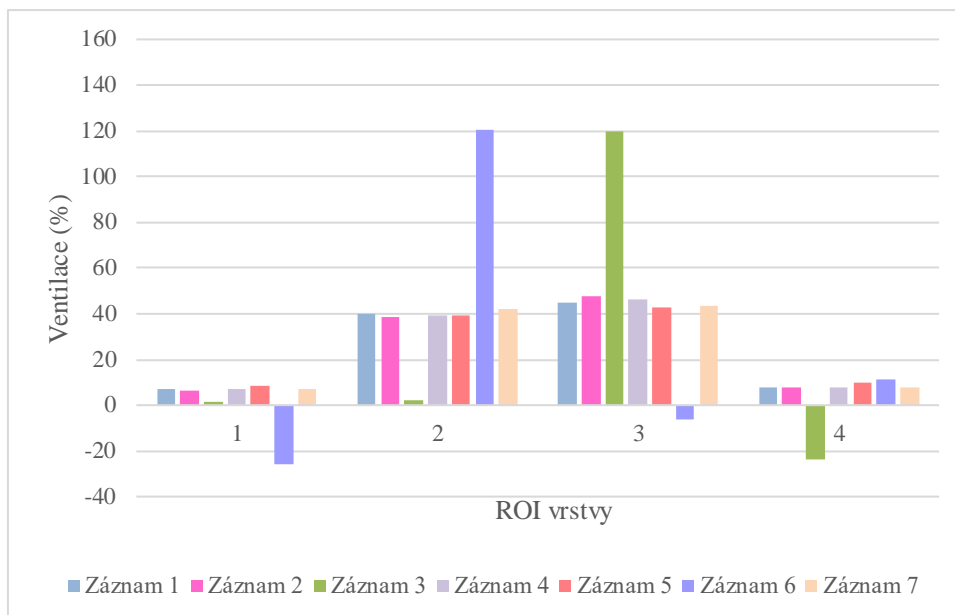
**Obrázek 3.23:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0006



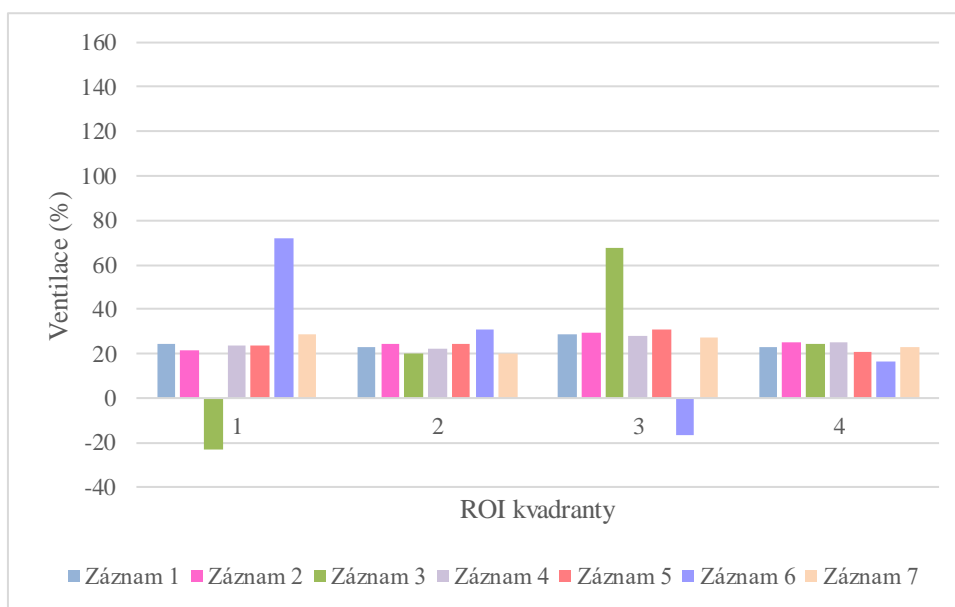
**Obrázek 3.24:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0007



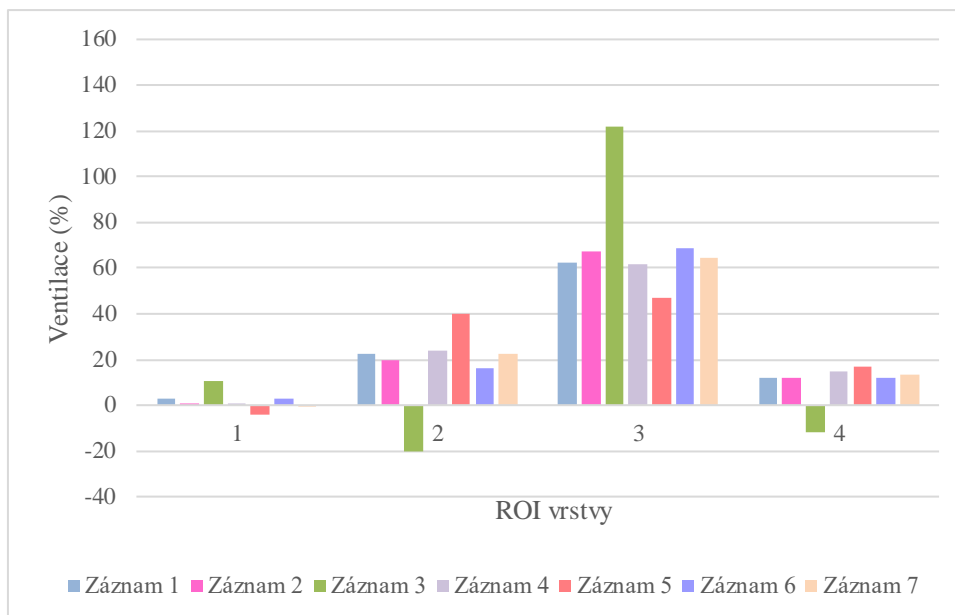
**Obrázek 3.25:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0007



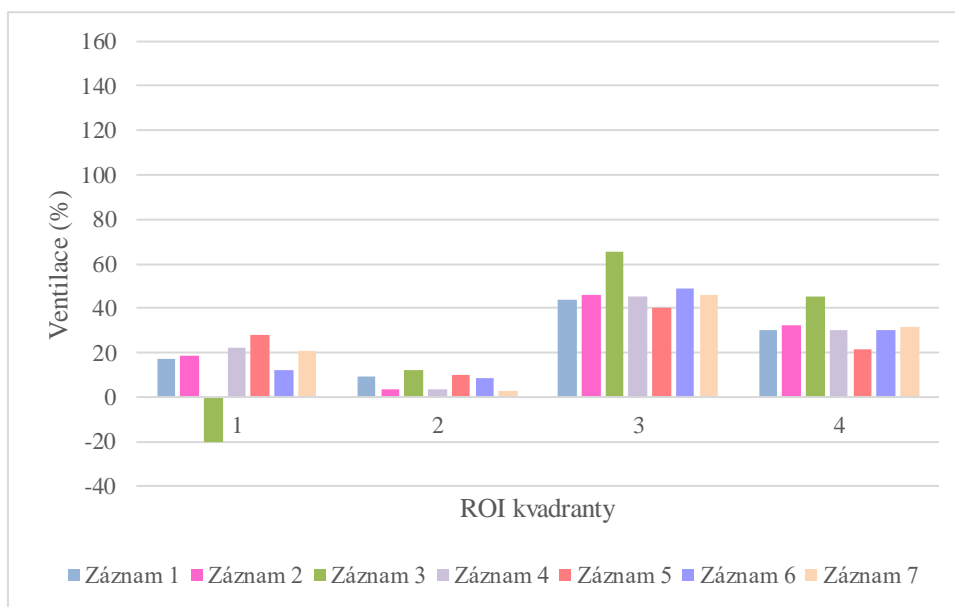
**Obrázek 3.26:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0008



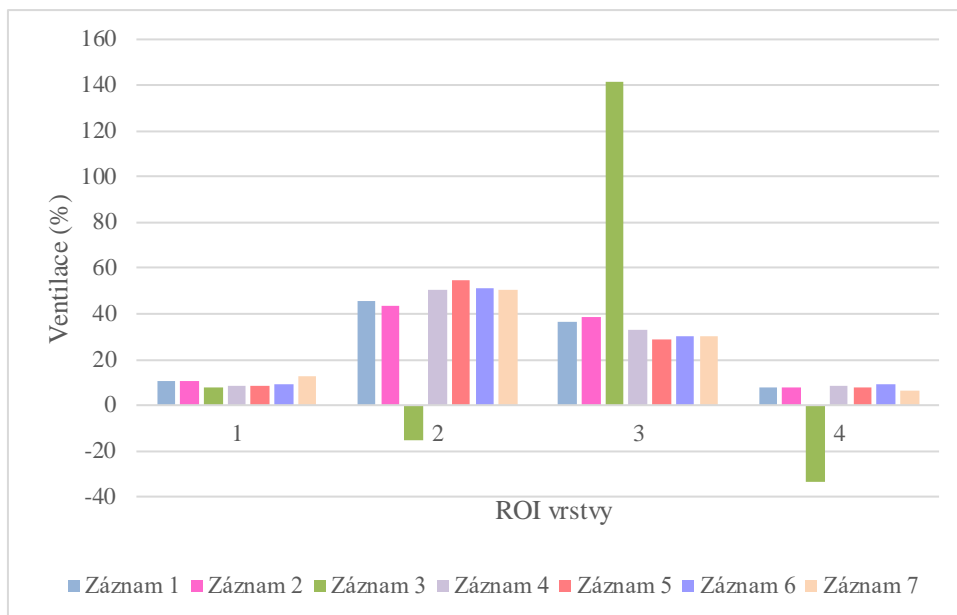
**Obrázek 3.27:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0008



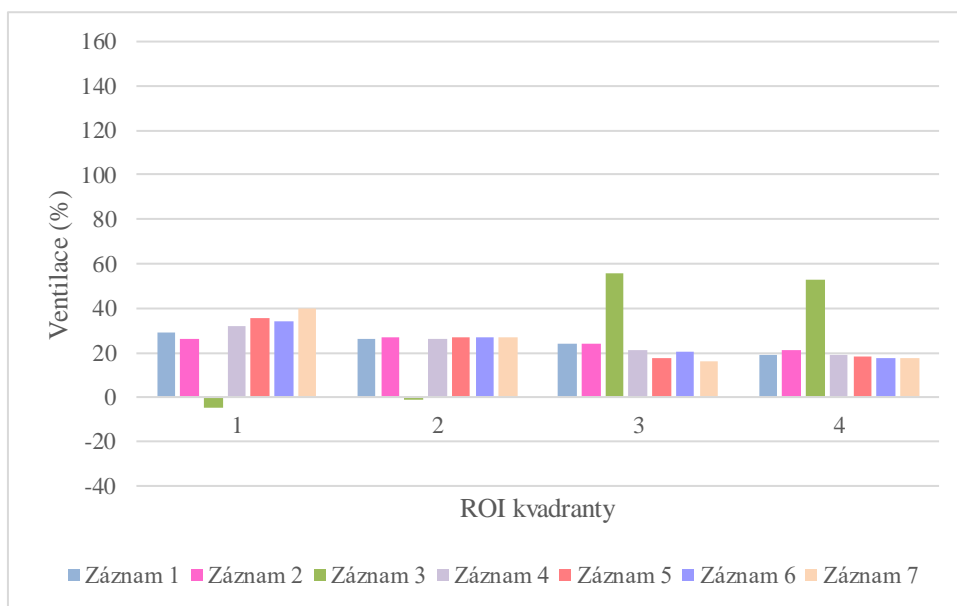
**Obrázek 3.28:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0009



**Obrázek 3.29:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0009



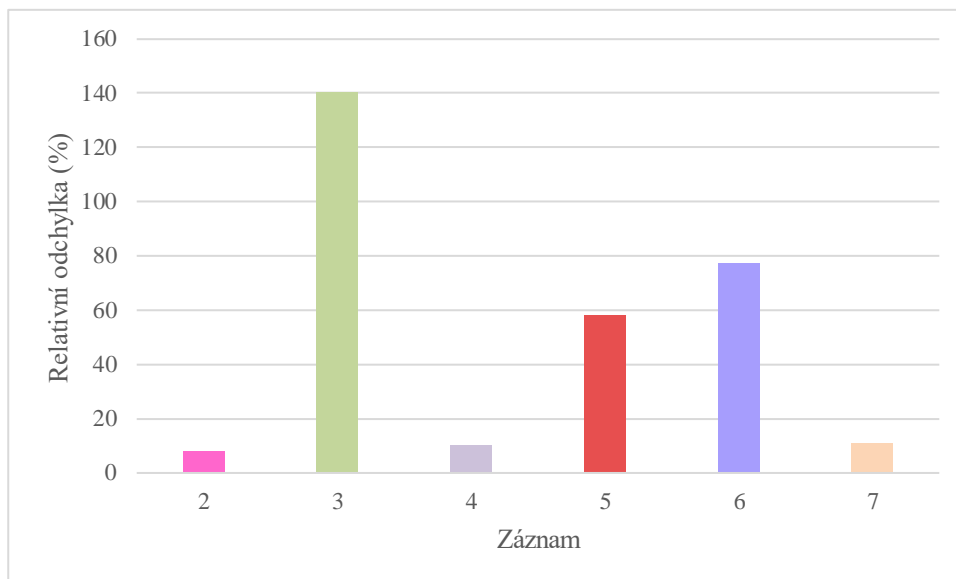
**Obrázek 3.30:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0010



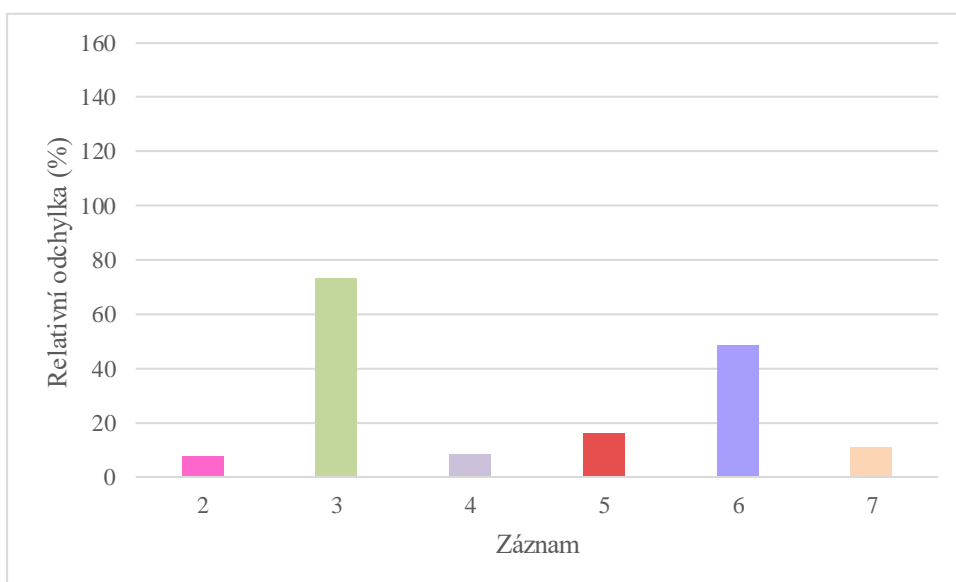
**Obrázek 3.31:** Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0010



Mezi jednotlivými záznamy pro všechny ROI vrstvy a ROI kvadranty a mezi všemi naměřenými probandy byly vypočítány relativní odchylky. Výsledné střední hodnoty relativních odchylek jsou uvedeny na Obrázku 3.14 a 3.15.



**Obrázek 3.32:** Graf středních hodnot relativních odchylek jednotlivých záznamů od referenčního Záznamu 1 pro ROI vrstvy



**Obrázek 3.33:** Graf středních hodnot relativních odchylek jednotlivých záznamů od referenčního Záznamu 1 pro ROI kvadranty

### 3.4 Statistické vyhodnocení

Pro statistické zhodnocení naměřených dat byl použit dvojitý výběrový párový t-test. Tímto testem byly porovnány hodnoty naměřené v jednotlivých vrstvách a v jednotlivých kvadrantech mezi celou skupinou probandů. Hodnoty p byly vyneseny do tabulek zvlášť pro ROI vrstvy a zvlášť pro ROI kvadranty. Hodnoty p v tabulkách pak byly vyhodnoceny jako statisticky nevýznamné ( $p > 0,05$ ), statisticky významné ( $p < 0,05$ )\* a statisticky vysoce významné ( $p < 0,01$ )\*\*.

**Tabulka 3.1:** Hodnoty p pro porovnání jednotlivých záznamů s rozdělením ROI vrstvy, statisticky významné\* hodnoty jsou zaznačeny modře, statisticky vysoce významné\*\* jsou zaznačeny žlutě, ostatní hodnoty jsou statisticky nevýznamné

Vrstva Záznam	1	2	3	4	
2	0,139	0,061	0,019*	0,235	kalibrovaný 15elektrodový mód
3	0,005**	0,714	0,071	0,002**	odpojení elektrody před záznamem
4	0,320	0,418	0,723	0,080	nedostatečný kontakt na elektrodě před záznamem
5	0,364	0,587	0,009**	0,249	zhoršení kontaktu v průběhu záznamu
6	0,926	0,246	0,039*	0,884	odpojení a následné připojení elektrody v průběhu záznamu
7	0,681	0,341	0,149	0,403	odchlípnutí elektrody v průběhu záznamu

**Tabulka 3.2:** Hodnoty p pro porovnání jednotlivých záznamů s rozdělením ROI kvadranty, statisticky významné\* hodnoty jsou označeny modře

Kvadrant Záznam	1	2	3	4	
2	0,096	0,396	0,063	0,026*	kalibrovaný 15elektrodový mód
3	0,076	0,172	0,286	0,773	odpojení elektrody před záznamem
4	0,980	0,134	0,791	0,088	nedostatečný kontakt na elektrodě před záznamem
5	0,363	0,418	0,044*	0,088	zhoršení kontaktu v průběhu záznamu
6	0,201	0,038*	0,171	0,022*	odpojení a následné připojení elektrody v průběhu záznamu
7	0,051	0,163	0,160	0,709	odchlípnutí elektrody v průběhu záznamu

## 4 Diskuse

Pro ověření funkčnosti 15elektrodového módu byl nejprve pro srovnání naměřen referenční EIT záznam se všemi šestnácti elektrodami. Na základě tohoto referenčního záznamu (Záznam 1) byly porovnávány ostatní modelové situace.

Pokud dojde k odpojení či špatnému kontaktu na maximálně jedné elektrodě před spuštěním nového měření a zahájí se kalibrace, přístroj spustí 15elektrodový mód. Při tomto módu dojde ke zhoršení prostorového rozlišení v místě špatného kontaktu [4]. Nicméně při porovnání průměrných EIT snímků nelze pozorovat zásadní zkreslení. Při srovnání středních hodnot relativních odchylek je vidět, že u kalibrovaného 15elektrodového módu (Záznam 2) je tato odchylka 7 % pro obě rozdělení, nejmenší ze všech měřených záznamů.

Pokud dojde k odpojení či špatnému kontaktu na jedné elektrodě a není zahájena kalibrace 15elektrodového módu, je průměrný EIT snímek výrazně zkreslený. Relativní odchylka u tohoto záznamu (Záznam 3) je největší ze všech měřených záznamů a její hodnota pro ROI vrstvy je 141 % a pro ROI kvadranty 73 %. Výrazný rozdíl lze pozorovat i impedančních křivek tohoto záznamu, a to u všech měřených probandů. Zároveň měl tento záznam u všech probandů mnohonásobně více hodnot v binárních i textových souborech.

Ve čtvrté simulované situace (Záznam 4) dojde ke zhoršení kontaktu na jedné elektrodě, což znamená, že přechodová impedance pokožka – elektroda je lehce větší než 300  $\Omega$ . Simulace zhoršeného kontaktu proběhla již před záznamem. Nelze pozorovat výrazné zkreslení u průměrných EIT snímků ani u impedančních křivek. Relativní odchylka tohoto záznamu je 10 % pro ROI vrstvy, 8 % pro ROI kvadranty, a v porovnání s ostatními záznamy je druhá nejmenší.

V páté situaci byl simulován zhoršený kontakt na jedné elektrodě až v průběhu záznamu (Záznam 5). Na průměrných EIT snímcích i na impedančních křivkách lze pozorovat zkreslení. Relativní odchylka tohoto záznamu je 50 % pro ROI vrstvy a 16 % pro ROI kvadranty.

V šesté situaci došlo v průběhu záznamu (Záznam 6) k odpojení a následnému připojení jedné elektrody. Na průměrných EIT snímcích i na impedančních křivkách lze pozorovat zkreslení. Relativní odchylka tohoto záznamu je 77 % pro ROI vrstvy, 49 % pro ROI kvadranty, a v porovnání s ostatními záznamy je druhá nejvyšší.

V sedmé situaci došlo k nadzvednutí elektrodového pásu, tak aby byl na chvíli přerušen kontakt elektrody s pokožkou probanda. Impedance pokožka – elektroda byla lehce větší než 300  $\Omega$ . Na průměrných EIT snímcích i na impedančních křivkách lze

pozorovat zkreslení. Relativní odchylka tohoto záznamu je 11% pro ROI vrstvy i ROI kvadranty.

Při statistickém vyhodnocení této studie byly zjištěny statisticky významné rozdíly u Záznamu 2 pro ROI vrstvu 3 a ROI kvadrant 4, u Záznamu 6 pro ROI vrstvu 3, ROI kvadrant 2 a ROI kvadrant 4 a u Záznamu 5 pro ROI kvadrant 3. Dále byly zjištěny statisticky významné rozdíly u Záznamu 3 pro ROI vrstvu 1 a ROI vrstvu 4 a u Záznamu 5 pro ROI vrstvu 3.

Pro ostatní hodnoty vyšly rozdíly statisticky nevýznamné. To je pravděpodobně způsobeno malým počtem měřených probandů a také velkou variabilitou naměřených dat, jak lze vidět v sloupcových grafech středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro všechny oblasti zájmu ROI vrstvy a ROI kvadranty. Velká variabilita dat je pravděpodobně zapříčiněna nehomogenitou měřené skupiny. V měřené skupině byli zahrnuti kuřáci a nekuřáci, probandi s odlišnými plicními objemy i obézní probandi.

Dalším důvodem pro vysokou variabilitu dat mohlo být nezajištění shodné pozice umístění elektrodového pásu napříč celou skupinou probandů. Nezajištění přesného umístění elektrodového pásu, způsobuje získání rozdílných hodnot procentuálního zastoupení ventilace [12].

Pro větší přesnost této studie by bylo třeba zvětšit skupinu probandů a zajistit vyšší homogenitu této skupiny.

Z výsledků této studie je patrné, že k nejmenšímu zkreslení očekávaných hodnot dochází v případě nakalibrovaného 15elektrodového módu. Vzhledem k faktu, že ke kalibraci přístroje dochází při spuštění nového měření, je tento mód využitelný pouze v případě plánované neschopnosti připojit šestnáctou elektrodu, např. kvůli přítomnosti obvazového materiálu. Tento příklad využití uvádí i výrobce v manuálu k přístroji [4]. 15elektrodový mód tedy není schopen kompenzovat jakýkoliv neplánovaný výpadek či zhoršení kontaktu na jedné elektrodě.

Pokud je přístroj využíván ke kontinuálnímu monitorování pacienta, může snadno dojít k výpadku signálu na elektrodě z důvodu pohybu pacienta. Pro další vývoj tohoto přístroje by bylo přínosné přidat funkci 15elektrodového módu, který by byl schopen se sám kalibrovat i v průběhu měření, například hned jak by při kontrole signálu zjistil nedostatečný kontakt na elektrodě. Další možností by bylo stopnutí nahrávání či zpětné vymazání záznamu ve chvíli, kdy by došlo na impedanční křivce k nějakému výraznému skoku hodnot impedance a po ustálení hodnot impedance nahrávání opět obnovit.

## 5 Závěr

V rámci této studie bylo zjištěno, že daný přístroj PulmoVista 500 neustále kontroluje kvalitu signálu na elektrodách a pokud zjistí nedostatečný kontakt na elektrodě, objeví se na horním panelu „Režimu s patnácti elektrodami“ nebo „Zkontrolujte kontakt elektrody“. Pokud dojde k odpojení elektrody před spuštěním nového měření, nakalibruje se správně 15elektrodivý mód (Záznam 2) a nelze pozorovat výrazné zkreslení EIT snímků. Nicméně pokud odpojení elektrody nastane v průběhu měření (Záznam3), nedojde ke kalibraci a výsledný EIT záznam je výrazně zkreslený.

Rozdíl mezi nedostatečným a žádným kontaktem lze pozorovat nejlépe na grafech relativních odchylek pro jednotlivé záznamy. Záznamy, kde došlo pouze ke zhoršení kontaktu na elektrodě, mají menší relativní odchylku. Při žádném kontaktu také dojde k většímu zkreslení EIT záznamu. Je také rozdíl mezi zhoršeným kontaktem před záznamem a během záznamu. Pokud dojde pouze ke zhoršení kontaktu jedné elektrody před záznamem, výsledné EIT snímky jsou zkreslené mírně. Pokud dojde pouze ke zhoršení kontaktu jedné elektrody během záznamu, výsledné EIT snímky jsou výrazně zkreslené.

Během tohoto experimentu bylo zjištěno, že při odpojení či zhoršeném kontaktu dochází k nejmenšímu zkreslení na výsledných snímcích při nakalibrovaném 15elektrodivém módu.

Pokud by v praxi došlo ke zhoršení kontaktu na elektrodě, je potřeba tento záznam brát s vědomím, že tato data mohou být zatížena velkou chybou. Následné vyhodnocení těchto záznamů by pak mohlo vést k desinterpretaci pacientova stavu a potenciálně také k jeho nesprávné diagnostice.

S 15elektrodivým módem při špatném nebo žádném kontaktu na elektrodě zaniká potřeba kontakt jakkoliv upravovat, což je pro praktické pro využití v nemocničním provozu. V praxi to má ovšem využití pouze v případě nějaké plánované neschopnosti zajištění správného kontaktu všech elektrod, například u pacienta s obvazem v oblasti jedné elektrody, protože může pravděpodobněji docházet ke zhoršení kontaktu na elektrodě během měření. Pokud je přístroj využíván k dlouhodobé monitoraci ventilace, může se důsledkem pohybu či manipulací s pacientem odchlípnout či pohnout elektrodivý pás. V praxi by tudíž bylo příhodnější využití 15elektrodivého módu, který by byl schopen se nakalibrovat v průběhu měření.

## Seznam použité literatury

- [1] SOBOTA, Vladimír a Jan SUCHOMEL. Monitoring of pulmonary embolism using electrical impedance tomography: A case study. In: *2013 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)* [online]. IEEE, 2013, s. 1-4 [cit. 2017-05-08]. DOI: 10.1109/EHB.2013.6707415. ISBN 978-1-4799-2373-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6707415/>
- [2] KŘÍŽ, Tomáš. *NOVÉ TYPY A PRINCIPY OPTIMALIZACE DIGITÁLNÍHO ZPRACOVÁNÍ OBRAZU V EIT* [online]. Brno, 2015 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/51958/teze88511tk.pdf?sequence=1>. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ.
- [3] ADLER, Andy, Marcelo AMATO, John ARNOLD, et al. Whither lung EIT: Where are we, where do we want to go and what do we need to get there? *Physiological Measurement* [online]. 2012, 33(5) [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/33/5/679/meta>
- [4] *Návod k použití PulmoVista 500*. 2-2010-10. Lübeck, 2010.
- [5] ROUBÍK, Karel a Richard GRÜNES. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. *Lékař a technika*. 2008, 38(1), 42-47.
- [6] VLČEK, Jiří. *Základy elektrotechniky*. 3. opravené a doplněné vydání. Praha: BEN, 2008. ISBN 8594011421562.
- [7] Elektrická impedanční tomografie. In: *Zobrazovací metody v medicíně využívající neionizující záření* [online]. Biofyzikální ústav LF MU: Biofyzikální ústav LF MU, 2013 [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovaci/metody/files/EIT.pdf>
- [8] LEONHARDT, Steffen a Burkhard LACHMANN. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? *Intensive Care Medicine* [online]. 2012, 38(12), 1917-1929 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1007/s00134-012-2684-z. ISSN 0342-4642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00134-012-2684-z>
- [9] COULOMBE, Nicolas, Hervé GAGNON, François MARQUIS, Yoanna SKROBIK a Robert GUARDO. A parametric model of the relationship between EIT and total

lung volume. *Physiological Measurement* [online]. Montréal, Canada: IOP Publishing, 2005, 26(4), 401-411 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1088/0967-3334/26/4/006. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/26/i=4/a=006?key=crossref.531378d9079b09743be465a25d40c271>

- [10] TESCHNER, Eckhard, Michael IMHOFF a Steffen LEONHARDT. *Electrical impedance tomography: The realisation of regional ventilation monitoring*. 2nd. Lübeck, 2015.
- [11] MAREŠOVÁ, Zuzana. *Vliv velikosti prsou na měření elektrickou impedanční tomografií*. Kladno, 2014. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.
- [12] MASOPUSTOVÁ, Markéta. *Vliv tomografické roviny na vyšetření elektrickou impedanční tomografií u mužů a žen*. Kladno, 2014. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.



## Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Elektrický model tkáně. Převzato z [7].	11
Obrázek 1.2: Schéma EIT systému. Převzato z [7].	12
Obrázek 1.3: Systém EIT Pulmo Vista 500 (Dräger). Převzato z [10].	12
Obrázek 1.4: Schéma rozmístění napájecích a měřicích elektrod. Převzato z [4].	13
Obrázek 1.5: Napěťové profily při lokálním zvýšení impedance. Písmenem E je označeno místo, kde došlo ke změně impedance. Bílé a světlé modré plochy symbolizují místa, kde došlo ke změně napětí. Černá místa jsou bez změny napětí. Převzato z [10].	14
Obrázek 2.1: Označení místa umístění elektrodového pásu křížkem (vlevo), Finální umístění pásu (vpravo), (autorský obrázek).	19
Obrázek 2.2: Umístění elektrod na elektrodovém pásu (autorský obrázek).	20
Obrázek 2.3: Kontrola signálu (Záznam 1), 16elektrodový mód – kontakty všech elektrod dostatečné (autorský obrázek).	20
Obrázek 2.4: Kontrola signálu (Záznam 2), kalibrovaný 15elektrodový mód – elektroda č. 15 žádný kontakt (autorský obrázek).	21
Obrázek 2.5: Odpojení elektrody č. 1 z elektrodového pásu (autorský obrázek).	21
Obrázek 2.6: Simulace zhoršeného kontaktu na elektrodě č. 15 (autorský obrázek).	22
Obrázek 2.7: Kontrola signálu (Záznam 5), zhoršený kontakt na elektrodě č. 15 (autorský obrázek).	22
Obrázek 2.8: Nadzvednutí elektrodového pásu v místě elektrody č. 14 (autorský obrázek).	23
Obrázek 2.9: Názorné zobrazení rozdělení EIT snímků na oblasti zájmu ROI vrstvy (vlevo) a ROI kvadranty (vpravo), (autorský obrázek).	24
Obrázek 2.10: Prostředí softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1 (autorský obrázek).	25
Obrázek 3.1: Průměrný EIT snímek pro 16 elektrodový mód, referenční záznam (Záznam 1), proband 0003, (autorský obrázek).	27
Obrázek 3.2: Průměrný EIT snímek pro výpadek elektrody při kalibrovaném 15elektrodovém módu - Záznam 2 (vlevo), Průměrný EIT snímek pro výpadek elektrody při 16elektrodovém módu – Záznam 3 (vpravo), proband 0003, (autorský obrázek).	27
Obrázek 3.3: Průměrný EIT snímek pro zhoršený kontakt na elektrodě před záznamem - Záznam 4 (vlevo), Průměrný EIT snímek pro zhoršený kontakt během záznamu – Záznam 5 (vpravo), proband 0003, (autorský obrázek).	28

Obrázek 3.4: Průměrný EIT snímek pro odpojení a následné připojení elektrody - Záznam 6 (vlevo), Průměrný EIT snímek pro krátkodobé nadzvednutí elektrodového pásu v místě jedné elektrody během záznamu – Záznam 7 (vpravo), proband 0003, (autorský obrázek).....	28
Obrázek 3.5: Impedanční křivka pro Záznam 1, 16elektrodový mód – referenční záznam, proband 0005, (autorský obrázek). ....	29
Obrázek 3.6: Impedanční křivka pro Záznam 2, odpojení elektrody – kalibrovaný 15elektrodový mód, proband 0005, (autorský obrázek). ....	29
Obrázek 3.7: Impedanční křivka pro Záznam 3, odpojení elektrody – 16elektrodový mód, proband 0005, (autorský obrázek). ....	29
Obrázek 3.8: Impedanční křivka pro Záznam 4, zhoršený kontakt na elektrodě před záznamem, proband 0005, (autorský obrázek). ....	29
Obrázek 3.9: Impedanční křivka pro Záznam 5, zhoršený kontakt na elektrodě v průběhu záznamu, proband 0005, (autorský obrázek). ....	30
Obrázek 3.10: Impedanční křivka pro Záznam 6, odpojení a následné připojené elektrody, proband 0005, (autorský obrázek). ....	30
Obrázek 3.11: Impedanční křivka pro Záznam 7, krátkodobé nadzvednutí pásu v místě jedné elektrody, proband 0005, (autorský obrázek).....	30
Obrázek 3.12: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0001.....	31
Obrázek 3.13: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0001.....	31
Obrázek 3.14: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0002.....	32
Obrázek 3.15: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0002.....	32
Obrázek 3.16: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0003.....	33
Obrázek 3.17: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0003.....	33
Obrázek 3.18: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0004.....	34
Obrázek 3.19: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0004.....	34

Obrázek 3.20: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0005.....	35
Obrázek 3.21: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0005.....	35
Obrázek 3.22: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0006.....	36
Obrázek 3.23: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0006.....	36
Obrázek 3.24: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0007.....	37
Obrázek 3.25: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0007.....	37
Obrázek 3.26: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0008.....	38
Obrázek 3.27: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0008.....	38
Obrázek 3.28: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0009.....	39
Obrázek 3.29: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0009.....	39
Obrázek 3.30: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI vrstvy, proband 0010.....	40
Obrázek 3.31: Graf středních hodnot procentuálního zastoupení ventilace pro ROI kvadranty, proband 0010.....	40
Obrázek 3.32: Graf středních hodnot relativních odchylek jednotlivých záznamů od referenčního Záznamu 1 pro ROI vrstvy .....	41
Obrázek 3.33: Graf středních hodnot relativních odchylek jednotlivých záznamů od referenčního Záznamu 1 pro ROI kvadranty .....	41

## **Příloha 1: Karta probanda**

# Karta probanda

Výzkumný projekt:

Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu



**ID probanda:**

## Základní údaje:

**Jméno:**

**Místo bydliště:**

**Příjmení:**

**Kontakt:**

**Věk:**

**Rodné číslo:**

## Naměřené údaje:

**Výška (cm):**

**Hmotnost (kg):**

**BMI (kg/m<sup>2</sup>):**

< 30

> 30 (obezita)

**Obvod hrudníku (cm):**

**Velikost pásu:**

**Množství tuku (%):**

**Impedanční měření:**

**Kaliperace:**

**Kožní řasa (mm):**

Nad bicepsem:

1)

2)

Průměr:

Nad tricepsem:

1)

2)

Průměr:

Pod lopatkou:

1)

2)

Průměr:

Nad kyčelní kostí:

1)

2)

Průměr:

**Plicní objemy:**

FEV1:

VC:

**Tiffeneauův index (FEV1/VC):**

v normě (> 0,7)

mimo normu

**Doplňující informace:**

Nemoci respirační soustavy:

Prodělané nemoci respirační soustavy:

Aktivní implantáty:

Zdravotní stav:

zdravý

nemocný

Kuřák v současnosti:

ano

ne

dříve:

ano

ne

Množství potravy a tekutin za poslední tři hodiny:

Poznámky:

**Proband podepsal informovaný souhlas:**

ano

ne

**Zaznamenal:**

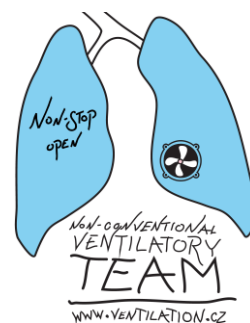
**Dne:**

## **Příloha 2: Protokol měření**

# Protokol měření

Výzkumný projekt:

Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu



ID probanda:

Datum:

Čas:

Místo:

Protokol vyplnil:

## Personální zajištění:

Pozice	Funkce	Jméno
Zkoušející	Vede měření, vyplňuje protokol	
Obsluha EIT	Nasazuje elektrodový pás, obsluhuje EIT systém PulmoVista 500	

## Technické zajištění:

Přístroj	Název	Výrobní číslo	Přípraven
EIT	Dräger PulmoVista 500	ASBL-0022 monitor: TPAA287841	<input type="checkbox"/>
Spirometr	Geratherm Respiratory	118201116	<input type="checkbox"/>
Kalibrační stříkačka	Hans Rudolph 3L	557-37215	<input type="checkbox"/>
Kaliper	Harpender Skinfold Caliper	136964	<input type="checkbox"/>
Osobní váha	Omron Carada Scan BF511	201304-00563F	<input type="checkbox"/>
Fotoaparát	Nikon Cool Pix S33	41022279	<input type="checkbox"/>



## 1. Příprava k měření

- Příprava a zapnutí měřicích přístrojů.
- Synchronizace data a času na přístrojích a v počítači.
- Seznámení probanda s měřením, zapsání ID do protokolu a karty probanda.
- Měření a vyplnění položek karty probanda.
- Vypnutí nebo přesunutí nepoužívaných elektrických přístrojů z důvodů možného elektromagnetického rušení (včetně mobilních telefonů).
- Kontrola EIT systému.
- Nastavení měření nového probanda na EIT.
- Příprava elektrodového pásu dle změřené velikosti hrudníku:

Obvod hrudníku	Velikosti pásů	Zvolená velikost
80 – 85 cm	S a M	<input type="checkbox"/>
92 – 96 cm	M a L	<input type="checkbox"/>
106 – 110 cm	L a XL	<input type="checkbox"/>

- Odmaštění pokožky v místech upevnění elektrodového pásu.
- Vyhmatání 5. mezižebří, zřetelné označení místa na těle probanda.
- Vyfotografování značek na hrudníku probanda, označení fotografie:
- Umístění probanda do polohy vleže.

**Poznámky v průběhu měření, záznam nestandardních stavů:**

**2. Měření: první situace, 16 elektrod – vzor**

- Umístění elektrodového pásu na označené místo na hrudníku probanda.
- Připojení elektrodového pásu k EIT přístroji.
- Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

**3. Měření: druhá situace, kalibrovaný 15elektrodový mód**

- Odpojení jedné elektrody z pásu.
- Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Spuštění nového měření – kalibrace 15elektrodového módu.
- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

**4. Měření: třetí situace, odpojení elektrody před záznamem**

- Kalibrace 16elektrodového módu
- Odpojení jedné elektrody z pásu.
- Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

**5. Měření: čtvrtá situace, nedostatečný kontakt na elektrodě před záznamem**

- Vložení kusu gázy pod jednu elektrodu pásu.
- Přidání EIT gelu na gázu, tak aby impedance pokožka – elektroda byla lehce větší než 300  $\Omega$ .
- Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

**6. Měření: pátá situace, zhoršení kontaktu v průběhu záznamu**

- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Vložení kusu gázy pod jednu elektrodu pásu.
  - Přidání EIT gelu na gázu, tak aby impedance pokožka – elektroda byla lehce větší než  $300 \Omega$ .
  - Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

**7. Měření: šestá situace, odpojení a následné připojení v průběhu záznamu**

- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Odpojení jedné elektrody z pásu.
  - Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Připojení odpojené elektrody zpět k pásu.
- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

### 8. Měření: sedmá situace, odchlípnutí elektrody v průběhu záznamu

- Zahájení EIT záznamu.
- Dvě minuty klidného dýchání probanda. V mezidobí:
  - Nadzvednutí elektrodového pásu v místě jedné elektrody, tak aby byl na chvíli přerušen kontakt elektrody s pokožkou probanda.
  - Zdokumentování výsledného umístění elektrodového pásu na probanda v dané pozici.

Označení fotografie:

- Kontrola kvality signálu z EIT, záznam přechodových odporů jednotlivých elektrod na fotografii.

Označení fotografie s přechodovými odpory:

- Ukončení záznamu EIT a zaznamenání názvu a času záznamu.

EIT záznam	Čas

### 9. Ukončení měření

- Odpojení soustavy elektrod z elektrodového pásu, očištění pásů.
- Zálohování naměřených dat z EIT systému a spirometru na externí flash disk nebo hard drive.
- Vypnutí použitých přístrojů.
- Očištění použitých přístrojů, uklizení na příslušná místa.
- Uvedení pracoviště do původního stavu.

**Poznámky v průběhu měření, záznam nestandardních stavů:**

## **Příloha 3: Dokumenty pro etickou komisi**



## Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

*Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board*

**Název projektu:** Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu

**Name of the project:** Verification of functionality of electrical impedance tomography in 15-electrode mode

**Hlavní řešitel projektu** (Jméno, pracoviště, e-mail): Ing. Kristýna Buzková, KBT FBMI ČVUT, kristyna.buzkova@fbmi.cvut.cz

**Stručný popis projektu** (do 100 slov):

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je zcela bezpečná, neinvazivní monitorovací technika plicní ventilace, která umožňuje kontinuální monitorování přímo u lůžka pacienta 24 hodin denně. K měření EIT je využíván elektrodový pás se šestnácti elektrodami, který se umísťuje kolem hrudníku do oblasti 5. mezižebří. V klinické praxi nejčastěji používaný přístroj PulmoVista 500 má funkci 15elektrodového módu, který je schopen získat EIT snímek i v případě špatného kontaktu mezi elektrodou a pokožkou pacienta na maximálně jedné elektrodě. Cílem této práce je detailně analyzovat, jak tento 15elektrodový mód funguje a zda se výsledný záznam liší od 16elektrodového módu. Experiment bude prováděn na zdravých dobrovolnících zejména z řad studentů FBMI za použití EIT systému PulmoVista 500 (Dräger, Německo).

**Charakter projektu:** Grantová úloha (název agentury):  
Výzkum výzkumného týmu (specifikace):  
Kvalifikační práce (specifikace):  
 Jiné: Bakalářská práce

**Seznam příkládaných dokumentů:**

- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení

V Kladně dne 27. 2. 2017

podpis hlavního řešitele

## Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

*FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 22. 3. 2017  
pod číslem: C.2/017

platný do: 1. 10. 2017

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), RNDr. Taťana Jarošíková, CSc. a prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne 22. 3. 2017

**ETICKÁ KOMISE**  
České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítňá 3105  
272 01 Kladno

razítko etické komise FBMI ČVUT

Mgr. Martina ŠLIKOVÁ

podpis předsedy etické komise



## Sylabus výzkumného projektu

A: Základní údaje o výzkumném projektu:	
Název projektu: <b>Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu</b>	
Typ studie:	<input checked="" type="checkbox"/> intervenční <input checked="" type="checkbox"/> prospektivní <input type="checkbox"/> observační <input type="checkbox"/> retrospektivní
Půjde o práci:	<input checked="" type="checkbox"/> s osobami <input type="checkbox"/> s laboratorními zvířaty <i>(V závislosti na typu testovaných subjektů vyplňte buď část B, nebo část C tohoto sylabu)</i>
Cíl projektu, testovaná hypotéza: Cílem této práce je zjistit více podrobností, jak přesně 15elektrodový mód funguje a jak přesně přístroj posuzuje, kdy se tento mód spustí.	
Přínos projektu v technické, diagnostické, léčebné oblasti, pro lékařské poznání nebo individuální subjekt hodnocení:  Projekt je řešen v rámci bakalářské práce. Stanovený výzkumný cíl může být však důležitý pro praxi a podle současné literatury nebyl doposud řešen.	
B: Charakteristika souboru subjektů (osob) klinického hodnocení:	
Počet: 20 (rozmezí 10 až 30 podle průběžného vyhodnocení výsledků)	Věková struktura: převážně studenti FBMI, případně další dobrovolníci pro doplnění skupiny
Pohlaví: M/Ž	Způsob jejich náboru: dohodou na FBMI
Odměna za účast: není	Jiné: není
Doba trvání celého projektu (datum od-do): 1. 10. 2016 do 1. 10. 2017	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení: typicky cca 45 min
Popis nakládání se subjekty, popis intervence, odebrání vzorků apod.: Kolem hrudníku probanda bude připevněn EIT elektrodový pás do úrovně pátého mezižebří. Proband bude monitorován EIT celkem sedmkrát po dobu zhruba tří minut. Data budou zpracována v prostředí programu dodávaného výrobcem EIT systému a statisticky vyhodnocena.	
Liší se projekt od standardního postupu v denní praxi: <input checked="" type="checkbox"/> ANO <input type="checkbox"/> NE V případě, že ano, popište rozdíly: EIT není u studentů FBMI běžně měřeno. Jde o zcela bezpečnou neinvazivní monitorovací metodu bez jakýchkoliv dokumentovaných vedlejších účinků. Bude použit EIT systém PulmoVista 500 od německé společnosti Dräger Medical.	
Možná rizika, nesnáze a obtíže pro subjekt hodnocení (včetně etických): Možným diskomfortem, který může během měření vzniknout, je celková doba probíhajícího měření, která se pohybuje okolo 45 minut. Elektrodový pás, který je součástí přístroje PulmoVista 500 se nesmí používat u probandů, jejichž pokožka je v oblasti umístění elektrodového pásu jakkoliv poškozená, nebo překrytá obvazovým materiálem.	

Jak je zajištěna bezpečnost testovaného subjektu:  
EIT vyšetření pomocí přístroje PulmoVista 500 s platnou bezpečnostně technickou kontrolou je zcela bezpečné. Soukromí probandů při experimentu a ochrana jejich osobních údajů bude řádně zajištěna v souladu s legislativou a běžnou klinickou praxí. Při obtížích lze měření kdykoliv přerušit na žádost probanda.

Kdo ponese náklady na odškodnění v případě poškození subjektu hodnocení:  
ČVUT FBMI, nicméně riziko je prakticky nulové.

C: Charakteristika souboru laboratorních zvířat:

Druh laboratorních zvířat:	Počet:
Doba trvání celého projektu (datum od-do):	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení:

Jak bude zajištěna péče o zvířata v průběhu experimentu:

D: Doplnující informace k výzkumnému projektu:

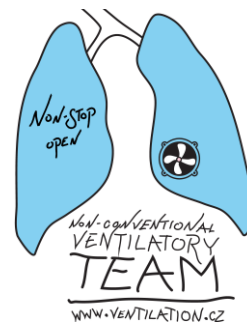
Tento projekt představuje potenciál pro další využívání a výzkum používání systému EIT pro monitoring plic v klinické praxi.

V Kladně dne 6. 12. 2016

\_\_\_\_\_ *podpis hlavního řešitele*

# Informovaný souhlas

## a informace pro subjekt hodnocení



### Název projektu:

Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu

### Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště:

Ing. Kristýna Buzková, prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., Kateřina Sauerová, ČVUT v Praze, FBMI.

Vážená studentko, vážený studente,

výzkumný projekt „Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu“, prováděný na FBMI ČVUT, se zabývá studiem funkčnosti 15elektrodového módu přístroje PulmoVista 500.

Projekt je řešen v rámci bakalářské práce. Stanovený výzkumný cíl může být důležitý pro klinickou praxi a podle současné literatury nebyl doposud řešen.

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je zcela bezpečná, neinvazivní monitorovací technika plicní ventilace, která umožňuje kontinuální monitorování přímo u lůžka pacienta 24 hodin denně. Mezi nejčastěji využívaný EIT systém v klinické praxi patří přístroj PulmoVista 500. Pro provedení měření používá elektrodový pás obsahující 16 elektrod, který se umísťuje okolo hrudní stěny. Přístroj má i přidanou funkci 15 elektrodového módu, který je schopen získat EIT snímek i v případě špatného kontaktu mezi elektrodou a pokožkou pacienta na maximálně jedné elektrodě.

Cílem této práce je zjistit více podrobností, jak přesně tento 15elektrodový mód funguje a zda se výsledný záznam liší od 16elektrodového módu.

### Průběh měření:

Experiment bude prováděn na zdravých dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů FBMI za použití EIT systému PulmoVista 500 od německé firmy Dräger. Dle změřené velikosti obvodu hrudníku bude probandovi přidělen elektrodový pás se šestnácti elektrodami. Pásem prochází velmi slabý elektrický proud (v souladu s IEC 60601-1), na jehož základě bude měřena elektrická impedance. Během měření bude simulován špatný kontakt či výpadek některé z elektrod. Celkem proběhne sedm měření po cca 3 minutách.

### Vylučovací kritéria a zdravotní rizika:

**Elektrodový pás, který je součástí přístroje PulmoVista 500, se nesmí používat u probandů, jejichž pokožka je v oblasti umístění elektrodového pásu jakkoliv poškozená, nebo překrytá obvazovým materiálem.**

Diskomfortem, který může během měření vzniknout, je celková doba probíhajícího měření, která se pohybuje okolo 45 minut. EIT vyšetření je zcela bezpečné a nejsou známy žádné vedlejší účinky ani rizika.

Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o zdravotním stavu probanda.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese FBMI ČVUT, nicméně riziko je prakticky nulové.

Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k dokumentaci probanda za účelem ověření průběhu studie anebo poskytnutých údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti včas informován.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 45 minut.

Studie se zúčastní přibližně 20 probandů.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

**Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil a porozuměl všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že si nejsem vědom naplnění žádného z výše uvedených vylučovacích kritérií, které by znemožňovalo moji účast ve výzkumném projektu.**

Jméno probanda:

Odpovědný řešitel:

Datum narození:

Podpis odpovědného řešitele:

Podpis probadna:

Datum:

## **Příloha 4: Obsah přiloženého CD**

- Bakalářská práce.pdf
- Zadání bakalářské práce.pdf
- Abstrakt.pdf
- Abstract.pdf
- Klíčová slova.pdf
- Key words.pdf
- Výsledky vstupního vyšetření.pdf
- Složka s průměrnými EIT snímky (.jpg)