



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Experimentální fantom pro určování vlivu
technických parametrů elektrické
impedanční tomografie na výsledný obraz
rozložení bioimpedance hrudníku**

**Experimental phantom for effect of technical
parameters on distribution of bioimpedance
measurement for chest electrical impedance
tomography**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Denisa Albrechtová

Vedoucí diplomové práce: Ing. Václav Ort

Kladno 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Albrechtová** Jméno: **Denisa** Osobní číslo: **434177**
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:

Experimentální fantom pro určování vlivu technických parametrů elektrické impedanční tomografie na výsledný obraz rozložení bioimpedance hrudníku

Název diplomové práce anglicky:

Experimental phantom for effect of technical parameters on distribution of bioimpedance measurement for chest electrical impedance tomography

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte fantom hrudníku pro elektrickou impedanční tomografii (EIT) využitelný při řešení metodických nejasností při používání EIT. Pomocí vytvořeného fantomu zjistěte vliv nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny. Dále zjistěte vliv aplikace elektroodového gelu mezi elektroodový pás a pokožkou na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Leonhardt Steffen, Lachmann Burkhard, Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?, Intensive Care Medicine, ročník 38, číslo 12, 2012, 1917-1929 s.
- [2] Tzu-Jen et al., A Versatile High-Permittivity Phantom for EIT, IEEE Trans Biomed Eng., ročník 55, číslo 11, 2008

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Václav Ort

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

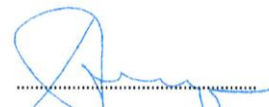
Ing. Kristýna Koldová

Datum zadání diplomové práce: **18.02.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2020**



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



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

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.

4.5.2019
Datum převzetí zadání

Alwa
Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Experimentální fantom pro určování vlivu technických parametrů elektrické impedanční tomografie na výsledný obraz rozložení bioimpedance hrudníku“ 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 16. 5. 2019

.....

Bc. Denisa Albrechtová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych na tomto místě poděkovala svému vedoucímu diplomové práce, Ing. Václavu Ortovi, za veškerou pomoc, cenné rady, podporu a především čas věnovaný této práci. V neposlední řadě patří velké poděkování také mé rodině za umožnění studia na vysoké škole a podporu v průběhu celého studia i při psaní této práce.

Tato diplomová práce byla podpořena z grantu č. SGS19/203/OHK4/3T/17.

ABSTRAKT

Experimentální fantom pro určování vlivu technických parametrů elektrické impedanční tomografie na výsledný obraz rozložení bioimpedance hrudníku

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní diagnostická zobrazovací metoda založená na principu zobrazení distribuce měrné elektrické vodivosti v daném řezu. Tato metoda nalézá uplatnění především v respirační péči, jelikož existuje přímá souvislost významné změny impedance plicní tkáně s obsahem vzduchu v plicích. Vzhledem k tomu, že se měření EIT prosazuje v klinické praxi až v posledních letech, potýká se samotné měření s řadou metodických nejasností. Cílem této práce je vytvořit fantom hrudníku pro EIT využitelný při řešení těchto nejasností. Pro záznam EIT byl využit komerčně dostupný systém PulmoVista 500 (Dräger). Při hledání nejvhodnějšího postupu výroby fantomu bylo zjištěno, že materiál imitující tkáň není pro výrobu v podmínkách našich laboratoří vhodný. Na vnější stěnu fantomu byly provrtáním připevněny šrouby nahrazující elektrody. Jako vnitřní prostředí fantomu byl zvolen fyziologický roztok. Pro zabezpečení konstantně měnící se změny impedance byla vytvořena umělá plíce umístěná do fantomu. Plíci je možné ventilovat pomocí UPV. Výsledkem práce je vytvořený fantom hrudníku pro EIT, pomocí kterého bylo měřením zjištěno, že aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku má statisticky významný vliv na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku. Dále bylo zjištěno, že mezi nejmenším (80 kHz) a největším (130 kHz) nastaveným operačním kmitočtem přístroje PulmoVista 500 vzniká 14,33% rozdíl v šířce tomografické roviny, ve které dojde k 50% snížení naměřené globální impedance.

Klíčová slova

elektrická impedanční tomografie, EIT fantom hrudníku

ABSTRACT

Experimental phantom for effect of technical parameters on distribution of bioimpedance measurement for chest electrical impedance tomography

Electrical impedance tomography (EIT) is non-invasive diagnostic method based on distribution of electrical resistivity in body within slice. This method is majority used in respiratory care due to direct link between the change of impedance of lung tissue and volume of air inside the lungs. Because the EIT measurement has started being used in recent years the methodology of the measurement has several uncertainties. The aim of my thesis is to clear up the uncertainties by creating a phantom of the chest that can be used in EIT. For recording of the EIT was used the commercially available system PulmoVista500 (Dräger). During the search for the best manufacturing procedure of the phantom was discovered that the material imitating tissue is not suitable in our laboratory conditions. Phantom has an outer wall on which bolt were mounted to replace the electrodes. The inner environment was chosen as physiology solution. To insure the constantly changing impedance an artificial lung was created and placed inside the phantom. The lung can be ventilated by using UPV. The result of my thesis is created phantom of chest for EIT. Through measuring the phantom, it was found that application of the electrode gel between skin and the electrode belt does in fact have statistical influence on the resulting image of distribution of bioimpedance in tomographic plane in chest. Furthermore it was discovered that there is 14,33% difference between the lowest (80 kHz) and the highest (130 kHz) set operation frequency of PulmoVista 500 in which measured global impedance is decreased to 50 % (half).

Keywords

electrical impedance tomography, EIT chest phantom

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
1 Úvod	12
1.1 Elektrická impedanční tomografie	12
1.1.1 EIT PulmoVista 500	13
1.1.2 Využití v respirační péči.....	14
1.2 EIT fantomy	15
1.3 Metodické nejasnosti při používání EIT	17
1.4 Cíle práce.....	18
2 Experimentální TMM fantom pro EIT	19
2.1 Metody	19
2.1.1 Výběr vhodného materiálu imitujícího tkáň.....	19
2.1.2 Odstraňování nehomogenit materiálu.....	21
2.1.3 Měření impedance materiálů	22
2.1.4 Návrh konstrukce fantomu	23
2.1.5 Výroba fantomu.....	23
2.1.6 Testování funkčnosti TTM fantomu pro EIT	26
2.2 Výsledky.....	27
2.3 Diskuze.....	29
2.4 Dílčí závěr	32
3 Alternativní řešení výroby fantomu pro EIT	33
3.1 Metody	33
3.1.1 Návrh alternativního řešení výroby fantomu.....	33
3.1.2 Výroba alternativního řešení fantomu	35
3.1.3 Experiment zjišťující vliv aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku	37
3.1.4 Experiment zjišťující vliv nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny	41
3.2 Výsledky.....	43

3.2.1	Výsledky měření vlivu aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku	43
3.2.2	Výsledky měření vlivu nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny	49
3.3	Diskuse	54
4	Závěr	57
	Seznam použité literatury	58
	Příloha A: Obsah přiloženého CD.....	62

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
f_o	Hz	Operační kmitočet EIT
k	cm^{-1}	Útlumový koeficient
$GI(x)$	AU (arbitrary unit)	Globální impedance
GI_o	AU	Globální impedance odpovídající nulové vzdálenosti tyče od roviny elektrodového pásu
x	cm	Vzdálenost tyče od roviny elektrodového pásu
I	Ω	Impedance
φ	$^\circ$ (stupeň)	Fáze
w_g	(hm. %)	Hmotnostní procento grafitu
w_{CB}	(hm. %)	Hmotnostní procentu technických sazí

Pro znak jednotky litr se v této práci využívá označení „L”, které je běžně využíváno v literatuře, která se zabývá respirační péčí.

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
EIT	Elektrická impedanční tomografie (<i>Electrical Impedance Tomography</i>)
TMM	Materiál imitující tkáň (<i>Tissue Mimicking Material</i>)
G	Grafitový prášek
CB	Technické saze (<i>Carbon black</i>)
PEEP	Pozitivní tlak v dýchacích cestách na konci expiria (<i>Positive End-Expiratory Pressure</i>)
PCV	Tlakově řízená ventilace (<i>Pressure Controlled Ventilation</i>)
ROI	Oblast zájmu (<i>Region Of Interest</i>)
ANOVA	Analýza rozptylu (<i>Analysis Of Variance</i>)
UPV	Umělá plicní ventilace

Seznam obrázků

Obr. 1.1: PulmoVista 500. [11].....	13
Obr. 1.2: Znázornění principu metody Neighboring. [5].....	14
Obr. 2.1: Vzorčky první sady.	20
Obr. 2.2: Formy na vzorky.....	21
Obr. 2.3: Vakuovací nádoba s vývěvou.	22
Obr. 2.4: Vzorek s nalepenými EKG elektrodami.....	22
Obr. 2.5: a) Forma na výrobu pláště. b) Forma připravená k vakuování.....	24
Obr. 2.6: a) Vylitý plát ve formě. b) Šířka plátu. c) Stojící plášť vnější stěny.	25
Obr. 2.7: a) Konstrukce na vytvoření spoje. b) Stočený plášť.....	26
Obr. 2.8: a) Finální vnější stěna fantomu. b) Monitor PulmoVisty 500 s vysokým přechodovým odporem jednotlivých elektrod.	27
Obr. 3.1: a) Vnější pohled na prototyp fantomu. b) Vnitřní pohled na prototyp fantomu.	34
Obr. 3.2:a) Ověření funkčnosti prototypu fantomu. b) Pozorování objektu na displeji EIT.	34
Obr. 3.3: a) Upravený fantom pro EIT. b) Pohled do vnitřní části fantomu.....	35
Obr. 3.4: a) Ukázka dostatečného kontaktu elektrod. b) Kompletní fantom s nasazeným elektrodovým pásem.	36
Obr. 3.5: Vyrobená umělá plíce.....	37
Obr. 3.6: Monitor ventilátoru Avea s nastavenými parametry.	38
Obr. 3.7: Znázornění průběhu experimentu zjišťující vliv aplikace elektrodového gelu na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku.	39
Obr. 3.8: Snímek obrazovky PulmoVista 500 ukazující konstantní změnu impedance v závislosti na konstantně se měnícím objemu v plicích.....	39
Obr. 3.9: a) Ukázka nastavení ROI na čtyři vrstvy o velikosti 32 x 8 pixelů. b) Názorné nastavené ROI na čtyři kvadranty o velikosti 16 x 16 pixelů.	40
Obr. 3.10: a) Snímek obrazovky přístroje PulmoVista 500 během probíhajícího experimentu. b) Znázornění průběhu experimentu	42
Obr. 3.12: Průměrný snímek pro měření vodivého spojení 1. a 2. elektrody.	44
Obr. 3.11: Průměrný snímek pro měření bez vodivého spojení elektrodovým gelem. ..	44

Obr. 3.14: Průměrný snímek pro měření vodivého spojení 1. až 16. elektrody.	44
Obr. 3.13: Průměrný snímek pro měření vodivého spojení 1. až 8. elektrody.	44
Obr. 3.15: Procentuální zastoupení ventilace v jednotlivých kvadrantech pro různé typy vodivého spojení.	45
Obr. 3.16 : Procentuální zastoupení ventilace v jednotlivých vrstvách pro různé typy vodivého spojení.	46
Obr. 3.17: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 80 kHz.	49
Obr. 3.18:Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 80 kHz.	50
Obr. 3.19:Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 90 kHz.	50
Obr. 3.20: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 100 kHz	51
Obr. 3.21: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 110 kHz	51
Obr. 3.22: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 120 kHz	52
Obr. 3.23: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 130 kHz	52

1 Úvod

Elektrická impedanční tomografie (EIT) se řadí mezi zobrazovací metody. Jedná se o neinvazivní diagnostickou techniku, která slibuje využití v mnoha medicínských oblastech, jako je vizualizace patologických změn v oblasti prsu [1], zobrazování hlavy, a obzvláště využití v respirační péči k monitorování plicních funkcí. [2]

Důvodem implementace této metody do klinické praxe je řada jejích výhod, mezi které například spadají relativně malé náklady na vyšetření, monitorování pacienta v reálném čase přímo na jeho lůžku, výborná časová rozlišovací schopnost [3] a především absence vlivu ionizujícího záření na pacienta. EIT nepochybně trpí i nedostatky, jako je například nízká rozlišovací schopnost v prostoru, nízká citlivost na fenomény v oblasti zájmu, a naopak vysokou citlivostí na šum. [2, 4]

Záznam EIT může být ovlivněn řadou technických parametrů samotného elektrického impedančního tomografu. Mezi vybrané technické parametry mající vliv na výsledný záznam EIT patří vliv nastavení přístroje na šíři tomografické roviny, citlivost na polohu umístění elektrodového pásu [5], velikost použitého elektrodového pásu [6], vliv aplikace elektrodového gelu mezi pás a pokožku na výsledný záznam EIT [7]. Snahou je vliv těchto jednotlivých parametrů na záznam EIT kvantifikovat, avšak studie zaměřené na zjišťování vlivu technických parametrů přístroje pro měření elektrické impedanční tomografie většinou naráží na problémy ohledně nejasného vlivu variability měřeného živého subjektu na výsledky měření. [7, 8, 9] Tento problém s variabilitou živého subjektu by mělo odstranit vytvoření technického fantomu o stálých parametrech.

1.1 Elektrická impedanční tomografie

Metoda je založena na principu zobrazení distribuce měrné elektrické vodivosti v daném řezu. [10] Zařízení EIT typicky využívá řadu argenticchloridových povrchových elektrod umístěných okolo monitorované oblasti. Elektrody slouží jak k aplikování střídavého elektrického proudu v jednotkách mA a o frekvenci řádově 1 kHz – 1 MHz do oblasti, tak současně k následnému měření elektrického napětí vyvolaného injektovaným proudem. Jednotlivé elektrody mají tudíž dvojí funkci, jak zdrojovou, tak měřicí. V klinické praxi jsou nejčastěji používány 16elektrodové a 32elektrodové přístroje. Pro potřeby této práce byl využit EIT systém PulmoVista 500.[2,5]



Obr. 1.1: PulmoVista 500. [11]

1.1.1 EIT PulmoVista 500

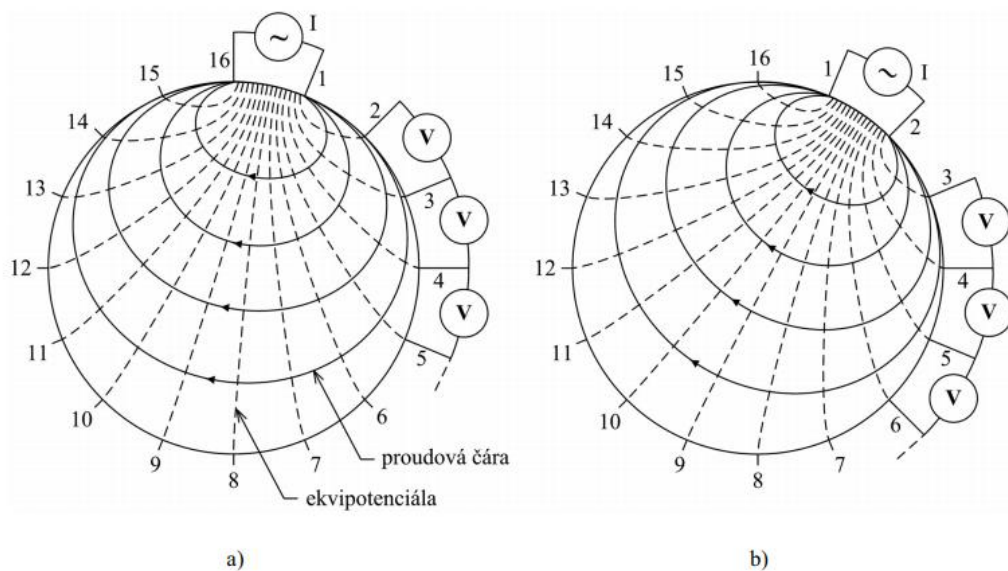
PulmoVista 500 je komerčně dostupný elektrický impedanční tomograf od německé firmy Dräger. Základní sestava přístroje je zobrazena na Obr. 1.1. Jedná se o přístroj určený pro klinické využití, který je vhodný pro měření bioimpedance hrudníku u pacientů ležící na JIP s obvodem hrudníku od 70 do 150 cm. [4]

PulmoVista 500 má intuitivní ovládání pomocí dotykové obrazovky. Pro měření se využívá gumového elektrodového pásu [12], který zabezpečuje pravidelné rozmístění elektrod vyrobených z vodivé gumy okolo monitorované oblasti. Výrobce je k přístroji dodávána řada elektrodových pásů od velikosti „S“ po velikost „XXL“. Jednotlivé velikosti elektrodových pásů s odpovídající barvou a obvodem jsou uvedeny v Tab. 1.1. Před samotným měřením je ještě nutné nalepit referenční elektrodu do břišní oblasti. [4]

Tab. 1.1: Velikosti jednotlivých elektrodových pásů [4]

Velikost pásu	S	M	L	XL	XXL
Obvod hrudníku (cm)	70–85	80–96	92–127	106–127	124–150
Barva pásu	Světle modrá	Tmavě modrá	červená	šedá	fialová

Jedná se o 16elektrový systém využívající metodu Neighboring, což je jeden ze způsobů, jak mezi dvojí funkcí jednotlivých elektrod pomocí multiplexoru přepínat. [5] Tento typ metody je založen na principu znázorněném na Obr. 1.2. Nejprve je přiveden proudový impulz mezi elektrody s čísly 1 a 16. Následně je měřen průběh elektrického napětí mezi elektrodovými páry 2–3, 3–4, ..., 14–15, jak je zobrazeno na Obr. 1.2a). Po naměření těchto třinácti napětí je proudový zdroj přesunut mezi elektrody 2 a 3 a celý proces se opakuje (znázorněno na Obr. 1.2b)) Pro 16elektrový systém je tedy získáno 208 hodnot napětí. Konečný obraz je rekonstruován pomocí zpětné transformace do matice bodů 32 x 32 pixelů pomocí výpočetních algoritmů. [5, 6, 12]



Obr. 1.2: Znázornění principu metody Neighboring. [5]

1.1.2 Využití v respirační péči

Důvodem využití EIT především v respirační péči je existující jednoznačná souvislost významné změny impedance plicní tkáně s obsahem vzduchu v plicích. Pro klinické využití je podstatný fakt, že kontrast EIT obrazu jednoznačně souvisí s objemem plynu v plicích. EIT se v klinické praxi v oblasti respirační péče využívá obzvláště při sledování regionální i celkové distribuce plynu v plicích, monitorování plicní perfúze nebo plicního edému. [5, 13]

1.2 EIT fantomy

EIT se prosazuje v klinické praxi až v posledních letech [5], proto nejsou pro tuto zobrazovací metodu standardizované vyšetřovací postupy a zároveň není přesně stanoven vliv samotného přístroje na EIT záznam. Z těchto důvodů vznikají fantomy (tj. fyzické objekty emulující tkáň, orgány případně celé anatomické celky), které umožňují reálně testovat nové technologie za řízených podmínek. Vytvořením těchto objektů o stálých parametrech eliminujících vliv variability živých subjektů je možné pomoci ke standardizování klinických postupů a kvantifikování vlivu technických parametrů EIT na záznam. Ideálně by fantomy měly být levné, anatomicky realistické a mechanicky stabilní. [3]

Vzhledem k tomu, že oblastí zájmu je fantom pro měření EIT, je nutné respektovat určité fyzikální vlastnosti, mezi které u EIT systému PulmoVista 500 především patří vodivostní profil biologické tkáň napříč frekvenčním pásmem od 80 do 130 kHz. [3, 4]

V následujících odstavcích této kapitoly je prezentován přehled EIT fantomů z dostupné literatury.

V řadě studií [14]–[19] byly využity při tvorbě fantomu diskrétní elektronické komponenty. Jedná se například o studie z roku 1988 [14] a 1995 [15] publikované H. Griffithsem. Dále se jedná o studii z roku 2000 publikovanou vědci z Cardiffu [16] nebo o studii publikovanou roku 2011 na výroční mezinárodní konferenci IEEE inženýrství v oboru medicíny a biologie [17]. Tyto postupy výroby fantomu jsou pro tuto studii nevyužitelné vzhledem k tomu, že by aktivní fantom neumožňoval měřit vliv vybraných technických parametrů a zároveň by ani nebylo možné připojení fantomu k tomografu pomocí elektrodového pásu. Aktivní fantomy sloužily k výzkumu EIT systémů a jejich kalibraci. [20]

Dalším přístupem je využití solného roztoku jako vnitřního média. Příkladem je studie [20], která popisuje jednoduchou přístrojovou kalibrační techniku. Ve studii je využito 16elektrodového fantomu. Jako fantomová nádoba byla využita válcová skleněná krystalizační miska (průměr 150 mm a výška 25 mm). Elektrody byly nalepeny na vnitřní straně skleněné misky pomocí vodotěsného vysoce pevného lepidla. Jednotlivé elektrody byly shodně vyříznuty z tenkého plechu z nerezové oceli o tloušťce 0,1 mm a byly obrobena tak, aby všechny elektrody měly přibližně stejnou plochu

(10 mm x 10 mm). V případě tohoto fantomu byla referenční elektroda umístěna ve středu fantomu. Fantomová nádoba byla naplněna roztokem 0,05% KCl.

Dalším typem byl fantom, který byl vytvořený za použití solného roztoku a agaru jako vnitřního média. Ve studii [21] vědců z Leicestru byla použita směs 3 % – 4 % agarového prášku a fyziologického roztoku.

Ve studii [22] z roku 2008 bylo popsáno vytvoření technického fantomu, kdy bylo využito přidání grafitového prášku do fantomového média. V tomto případě byly využity jen dvě elektrody z nerezové oceli o velikosti 2 x 3 cm, které byly umístěné do obdélníkové 6 cm dlouhé konstrukce fantomu. V případě této studie byla středem zájmu vnitřní výplň fantomu. Vnitřní roztok byl připraven přidáním chloridu sodného do vody o pokojové teplotě. Konkrétně byl přidán 1 g soli na 1 L vody. Dále byla směs zahřána asi na 85 °C a za intenzivního míchání byl přidán agar. Následně byl k roztoku přidán grafitový prášek. Vše bylo provedeno co nejrychleji, aby bylo minimalizováno odpařování. Jiné materiály, jako TX 151 a polyakrylamid byly spojeny s technickými obtížemi při přípravě a obsahem toxických složek.

V další studii [23] bylo cílem vytvoření fantomu z kuřecí tkáně (vnitřní prostředí fantomu vytvořeno z kuřecí prsní tkáně), což vycházelo z předchozí studie [20] dané výzkumné skupiny. Samotnou konstrukcí fantomu byla skleněná nádoba o průměru 150 mm. Bylo použito 16 elektrod z nerezové oceli rovnoměrně rozmístěných na vnitřní stěně nádoby. Jednotlivé elektrody byly na skleněné nádobě uchyceny pomocí kancelářských sponek.

Jiný pohled na problematiku fantomu je uveden ve studii [24] vědců z Irsku z roku 2018. Jejich cílem bylo vytvoření anatomicky přesného, vodivého fantomu pánve, využitelného ke sledování objemu močového měchýře. Modulární pánevní fantom byl navržen a vyroben z mechanicky a vodivě stabilní stěny, vnitřního média a močového měchýře. Stěna a močový měchýř byl vyroben z vodivého polyuretanu. Celková vodivost byla vypočítána na $0,038 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$, což bylo stanoveno použitím vodivosti subkutánního tuku a kůže z databáze IT'IS. Vnitřním médiem byla směs na bázi ultrazvukového gelu, jejíž vodivost odpovídá váženému průměru orgánů, kostí, svalů a tuku v pánevní dutině. Výsledná vážená vodivost byla přibližně $0,2 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Stěna fantomu byla vymodelována pomocí počítačového tomografického modelu mužské pánve.

V předchozí studii při výrobě realistického fantomu pánve vycházeli z článku [25]. Z článku bylo převzato chemické složení vodivého polyuretanu. Směs byla složena z polyuretanu, grafitu a sazí. Polyuretan (VytaFlex 20 od firmy Smooth-On, Easton, PA, USA) poskytuje stabilní a pružnou základovou matici, do něhož se vmixuje grafit (grafitový prášek od společnosti Fisher Scientific, Loughborough, Leics, UK), a dále byly přidány technické saze (uhlíková čern, acetylen 50% stlačený, 99,9% + od firmy Alfa-Aesar Ward Hill, MA, USA). Vodivost výsledné směsi závisí na poměru výše uvedených složek. Využití podobného principu bylo využito i v dalších studiích. [26, 27]

1.3 Metodické nejasnosti při používání EIT

Jednou z metodických nejasností při používání EIT je způsob aplikace elektrodového gelu mezi pokožku pacienta a elektrodový pás. V návodu k použití přístroje PulmoVista 500 není uvedeno jakým způsobem a v jakém množství má být elektrodový gel mezi elektrodový pás a pokožku aplikován. Nejasné je, zdali by aplikací gelu na pás nemohlo dojít k nežádoucímu vodivému spojení mezi jednotlivými elektrodami, což by mohlo mít vliv na výsledný obraz bioimpedance v tomografické rovině hrudníku. [4]

Další metodickou nejasností je vliv nastavení přístroje na šíři tomografické roviny. Přístroj PulmoVista 500 pracuje na operačním kmitočtu od 80 do 130 kHz, který je možné manuálně měnit. Otázkou je, zdali by nastavení jiného operačního kmitočtu pro různá měření mohlo mít vliv na šíři tomografické roviny, a tudíž by mohlo zapříčinit rozdílné výsledky měření. [4]

1.4 Cíle práce

Cílem této práce bylo navrhnout a realizovat technický fantom hrudníku pro elektrickou impedanční tomografii. Základním cílem bylo vytvoření pasivního fantomu, který se nebude podílet na ovlivňování záznamu EIT. Jedná se především o jeho stálost a o eliminaci faktorů ovlivňujících měření u živých subjektů, především eliminaci pohybových artefaktů. Výsledný fantom by měl být schopen nahradit svojí konstrukcí reálný subjekt, monitorovaný přístrojem PulmoVista 500, včetně použití běžného příslušenství (standardní velikost elektrodového pásu) dodávaného výrobcem. Doplňkovým cílem je možnost připojení fantomu na řízenou plicní ventilaci a tím zabezpečit simulaci pravidelného dýchání.

Dalším cílem práce je vytvořený fantom využít při zjišťování vlivu nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny a dále zjistit vliv aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožkou na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku.

2 Experimentální TMM fantom pro EIT

Tato kapitola se týká problematiky experimentálního fantomu pro měření elektrické impedanční tomografie vyrobeného z materiálu imitujícího tkáň (Tissue Mimicking Material, TMM).

2.1 Metody

Následující část práce je věnována detailnímu popisu použitých metod aplikovaných při návrhu a výrobě fantomu z TMM pro elektrickou impedanční tomografii. Veškeré činnosti a měření byly realizovány v laboratořích FBMI v Kladně.

2.1.1 Výběr vhodného materiálu imitujícího tkáň

Dle literatury bylo navrženo fantom vyrobit z materiálu imitujícího tkáň. Konkrétně byl využit pevný TMM, jehož základem byl polyuretan, do kterého byly přidány technické saze a grafitový prášek. Dvousložkový polyuretan Vytaflex 20 (Smooth-On, Easton, PA, USA) poskytuje stabilní a základní matrici pro technické saze (Carbon, Black, acetylen 50% compressed, 99,9% +, Alfa-Aesar Ward Hill, MA, USA) a grafitový prášek (Grafit pudrový 7 mikro, 99,5 %, Fichema, Brno, CZ). Vlastnosti výsledného materiálu závisí na obsahu těchto dvou zmíněných příměsí. Před samotným smícháním jednotlivých složek bylo nutné složky navážít dle předem připraveného plánu. Složky polyuretanu jsou mixovány v poměru 1:1. Při míchání je nutné postupovat co nejrychleji, jelikož smícháním obou složek polyuretanu začne polymerizační proces. [24, 25, 26, 27]

Při hledání materiálu s nejvhodnějším složením pro výrobu vlastního fantomu byly připraveny dvě sady vzorků o různém obsahu sazí a grafitu. První sada vzorků sloužila pouze k základnímu seznámení s jednotlivými složkami materiálu. V rámci této první sady byly připraveny čtyři vzorky, přičemž první vzorek byla směs pouze čistého polyuretanu, druhý vzorek byl s obsahem pouze 5 hm. % technických sazí (CB), třetí vzorek byl s obsahem pouze 30 hm. % grafitu (G). Čtvrtý vzorek již obsahoval obě příměsi o náhodně vybraném obsahu 5 hm. % technických sazí a 15 hm. % grafitu. Připravené vzorky první sady jsou znázorněny na Obr. 2.1.

Na základě poznatků zjištěných z první sady vzorků a na základě informací získaných z literatury [24, 25] byla naplánována příprava druhé sady o 6 vzorcích, jejímž cílem bylo nalezení materiálu, ve kterém ještě dojde k bezproblémovému smíchání všech složek při zachování co největšího hmotnostního procenta příměsí a zároveň jej bude možné také dobře promíchat. Ve všech vzorcích druhé sady byly obsaženy obě příměsí o různých kombinacích hmotnostních procent. Obsah grafitu se v jednotlivých vzorcích pohyboval od 10 do 30 hm. % a obsah technických sazí od 5 do 10 hm. %. Jednotlivé naplánované kombinace příměsí jsou uvedeny v Tab. 2. 1.

Na základě zjištěných skutečností získaných přípravou druhé sady vzorků byl jako ideální materiál pro výrobu vlastního fantomu vybrán vzorek č. 6 s obsahem 15 hm. % grafitu a 5 hm. % technických sazí.



Obr. 2.1: Vzorky první sady.

Tab. 2.1: Hmotnostní procenta jednotlivých složek druhé sady vzorků

Číslo vzorku	Hmotnostní procento grafitu w_g (hm. %)	Hmotnostní procento sazí w_{CB} (hm. %)
vzorek č. 1	30	10
vzorek č. 2	30	5
vzorek č. 3	10	10
vzorek č.4	10	7,5
vzorek č. 5	10	6
vzorek č. 6	15	5

2.1.2 Odstraňování nehomogenit materiálu

Při předchozí přípravě vzorků bylo zjištěno, že v materiálu jsou přítomny bubliny. Snahou bylo tyto nehomogenity v podobě bublin z materiálu odstranit. Jednou z možností odstranění bublin z materiálu, bylo jeho vakuování, které ze směsi díky podtlaku odsává nežádoucí vzduch. [28] Dalším možným způsobem, který by mohl materiál homogenizovat, bylo jeho tlakování během celého procesu tuhnutí, které způsobí stlačení bublin na minimum. Pro ověření účinnosti těchto dvou metod byla vytvořena sada 12 stejných vzorků vyrobených pomocí forem ve tvaru puku o výšce 2 cm a průměru 6 cm. Všechny vzorky měly stejné složení jako vybraný vzorek č. 6., tj. 15 hm. % grafitového prášku a 5 hm. % technických sazí přidaných do dvousložkového polyuretanu. Formy jsou zobrazené na Obr. 2.2.



Obr. 2.2: Formy na vzorky.

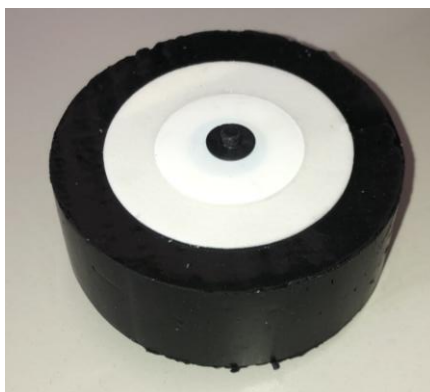
Vzorky byly rozděleny do čtyř skupin vždy po třech vzorcích. První skupinou byly základní vzorky bez další úpravy. Druhou skupinou byly vzorky, které byly tlakovány v přetlakové nádobě po celou dobu tuhnutí na 1,5 atmosféry. Třetí skupinou byly vzorky, které byly ještě před samotným tuhnutím vakuovány na -0,75 atmosféry. Poslední skupinou byly vzorky, které byly nejprve vakuovány na -0,75 atmosféry a následně byly po celou dobu tuhnutí tlakovány na 1,5 atmosféry. Právě probíhající proces vakuování na -0,75 atmosféry je patrný z Obr. 2.3. Následně byly porovnány naměřené hodnoty impedance.



Obr. 2.3: Vakuovací nádoba s vývěvou.

2.1.3 Měření impedance materiálů

Impedance materiálu byla měřena pomocí RLC metru Agilent 4284A. Veškerá měření byla prováděna při 100 kHz, vstupním napětí 1 V a v režimu měření celkové impedance I a fáze φ ($^\circ$). Pro měření byly na jednotlivé vzorky nalepeny dvě EKG elektrody. Od naměřené impedance jednotlivých vzorků byla odečtena hodnota impedance použitých EKG elektrod. Impedance EKG elektrod byla změřena spojením dvou EKG elektrod. Ukázka způsobu nalepení jedné z EKG elektrod je uvedena na Obr. 2.4. Během práce byly prováděny orientační měření impedance jednotlivých vzorků. Dále byla naměřena impedance a fáze všech 12 vzorků popsaných v předchozí podkapitole.



Obr. 2.4: Vzorek s nalepenými EKG elektrodami.

2.1.4 Návrh konstrukce fantomu

Samotný fantom hrudníku lze rozdělit na vnější stěnu a vnitřní prostředí. Vnější stěna je mechanicky a vodivě stálá a je schopna udržet kapalně vnitřní médium. Výsledný fantom by měl být alespoň 50 cm vysoký, aby byl zajištěn dostatečný prostor nad a pod rovinou elektrodového pásu z důvodu následného zjišťování vlivu nastavení přístroje na šíři tomografické roviny. [4] Obvod fantomu by měl odpovídat obvodu jedné velikosti elektrodového pásu používaného při měření přístrojem PulmoVista 500. Výsledný obvod byl zvolen 80 cm.

Materiál vnější stěny fantomu

Vnější stěna byla zhotovena z výše popsaného materiálu imitující tkáň, konkrétně složeného z dvousložkového polyuretanu Vytaflex 20 (Smooth-On, Easton, PA, USA), grafitového prášku (Grafit pudrový 7 mikro, 99,5 %, Fichema, Brno, CZ) a technických sazí (Carbon, Black, acetylen 50% compressed, 99,9% +, Alfa-Aesar Ward Hill, MA, USA), který byl následně vakuován. Obsah grafitového prášku byl 15 hm. % a technických sazí 5 hm. %.

Vnitřní prostředí

Bylo určeno, že vnitřním prostředím bude fyziologický roztok. Fyziologický roztok je 0,9% vodný roztok chloridu sodného. [29]

2.1.5 Výroba fantomu

Vnější plášť fantomu byl zhotoven pomocí řady na sebe navazujících kroků. Pro přehlednost lze tyto kroky stručně popsat následujícím postupem. Po vyrobení formy pláště byla namíchána směs a poprvé vakuována v kbelíku ještě před nalitím do formy. Následovalo vlastní vylití první vrstvy plátu a jeho vakuování přímo ve formě. Po dokončení procesu polymerace následovalo namíchání směsi pro výrobu druhé vrstvy, její vakuování v kbelíku a následné přilítí druhé vrstvy plátu. Následovalo druhé vakuování již obou vrstev společně. Dalším krokem byla výroba pomocné dřevěné konstrukce pro stočení a následné slepení hran plátu do válce. Posledním krokem bylo vylití dna fantomu.

Forma na výrobu pláště

Vlastní výrobě fantomu předcházela výroba formy pro vylití plátu. Jednalo se o formu délky 77 cm, šířky 59 cm a tloušťky 2 cm. Její stěny bylo potřeba upravit polepením lepicí páskou tak, aby nedošlo po vylití polyuretanu k jeho přichycení ke stěnám. Forma musela být vyrobena z materiálu umožňující následné vakuování vylitého plátu. Forma dále musela umožňovat utěsnění při vakuování, čehož bylo dosaženo obalením do strečové fólie. Pro vlastní proces vakuování byla forma připojena pomocí rychlospojky a hadičky k vývěvě. Samotná forma s víkem je zobrazena na Obr. 2.5a) a forma včetně obalení do strečové fólie na Obr. 2.5b). Pro zpevnění celé konstrukce bylo víko vyztuženo z vnější strany žebry, aby při vakuování nedocházelo k prohýbání víka. Vytvořená, žebra zatím nejsou na této verzi Obr. 2.5b) nainstalována. Výsledný plášť o délce 77 cm, šířce 59 cm a tloušťce 2 cm je znázorněn na Obr. 2.6.

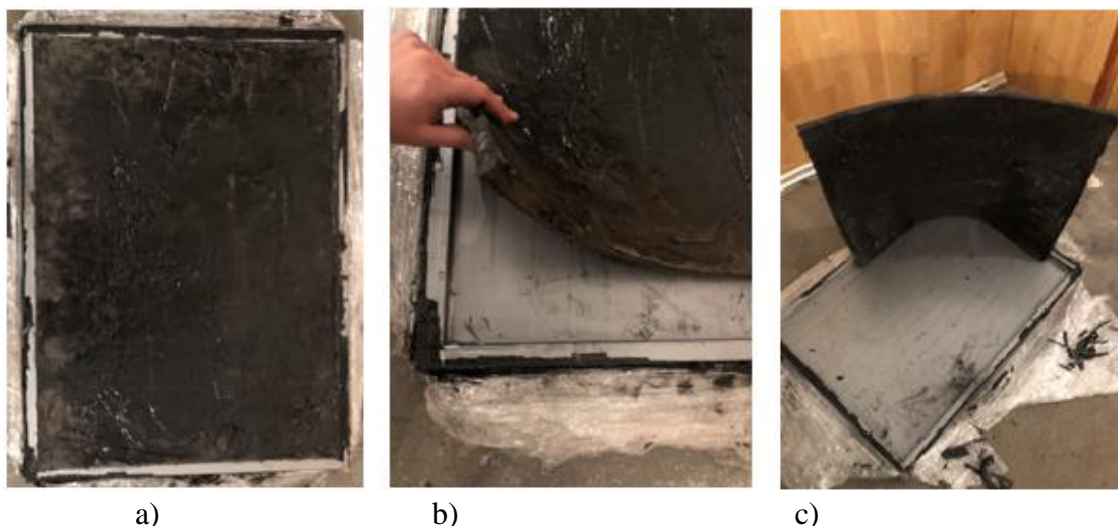


a)



b)

Obr. 2.5: a) Forma na výrobu pláště. b) Forma připravená k vakuování.



Obr. 2.6: a) Vylitý plát ve formě. b) Šířka plátu. c) Stojící plášť vnější stěny.

Vlastní výroba fantomu

Po dokončení formy následovala příprava složek pro materiál pláště. Celkové vypočítané množství složek pro vylití plátu muselo být rozděleno na dvě stejné části. Rozdělením celkového množství na dvě části mělo být zabezpečeno účinnější vakuování materiálu v menší vrstvě a tím dokonalejší odstranění bublin. Zároveň se s materiálem i lépe manipulovalo. Jednotlivé složky z první poloviny množství bylo nutné navážít a postupně smíchat dohromady. Nejprve byly naváženy obě složky polyuretanu v poměru 1:1 (2 kg + 2 kg), následně technické saze (0,25 kg) a grafit (0,75 kg) a smíchány v kbelíku pomocí míchací metly připevněné do vrtačky. Po rozmíchání byla směs těsně před nalitím do formy poprvé vakuována v kbelíku. Následně byla směs v centimetrové vrstvě rozprostřena pomocí hladítka do formy, utěsněna, obalena do strečové fólie a ihned znovu vakuována. Při práci bylo nutné postupovat co nejrychleji, jelikož složky polyuretanu začnou polymerizovat během 30 minut. Následný proces vakuování byl proveden ve dvou krocích vždy na dosažení hodnoty $-0,75$ atmosféry. Celkový proces vakuování trval cca 5 minut. Druhá centimetrová vrstva byla připravena stejným způsobem, ale až po úplném dokončení procesu polymerizace první vrstvy, což bylo více jak po 16 hodinách. Po rozmíchání byla směs pro výrobu druhé vrstvy těsně před nalitím do formy rovněž nejprve vakuována v kbelíku. Po nalití druhé části směsi na první vrstvu došlo k jejich úplnému propojení tak, že spojení vrstev nebylo vůbec patrné. Následovalo vakuování již obou vrstev společně obdobným způsobem jako u první vrstvy.

Navazujícím krokem bylo stočení plátu do válcovitého tvaru pomocí dřevěné konstrukce, která pomohla udržet hrany u sebe. Hrany byly spojeny pomocí směsi shodné se složením pláště. Vyrobena dřevěná konstrukce je zobrazena na Obr. 2.7a) a výsledný stočený plášť na Obr. 2.7b). Dalším krokem bylo vytvoření dna fantomu. Pro zjednodušení přípravy směsi bylo dno vylito pomocí čistého polyuretanu bez vodivých příměsí, neboť dno slouží pouze k uzavření pláště a neovlivňuje vlastní průběh měření. V poslední řadě byla připravena vnitřní náplň. Celkový objem fantomu byl 20 L, tudíž bylo nutné odměřit právě 20 L vody a pro vytvoření 0,9% fyziologického roztoku bylo ve vodě rozpuštěno 180 g krystalické NaCl.



a)



b)

Obr. 2.7: a) Konstrukce na vytvoření spoje. b) Stočený plášť.

2.1.6 Testování funkčnosti TTM fantomu pro EIT

Po dokončení procesu výroby byl TTM fantom připojen na elektrický impedanční tomograf PulmoVista 500. Pro měření byl použit elektrodový pás velikosti „S“, který byl umístěn do středu výšky stěny fantomu. Do prostoru přibližně 10 cm pod elektrodový pás byla nalepena EKG elektroda. Po připojení fantomu na EIT byla zkontrolována kvalita signálu na monitoru přístroje.

Dalším postupem bylo proměření impedance na výsledném fantomu. Následně bylo určeno deset míst rozmístěných po vnější stěně fantomu určených k proměření impedance vnější stěny. Na místa byly nalepeny EKG elektrody a pomocí RLC metru byla měřena impedance a fáze pro všech deset zvolených míst. Měření proběhlo pro nastavenou frekvenci 100 kHz.

2.2 Výsledky

V následující kapitole jsou uvedeny jednotlivé výsledky získané při návrhu a výrobě TMM fantomu hrudníku. V Tab. 2.2 jsou uvedeny naměřené impedance a fáze pomocí RLC metru pro tři základní, pro tři tlakované, pro tři vakuované a tři zároveň tlakované a vakuované vzorky.

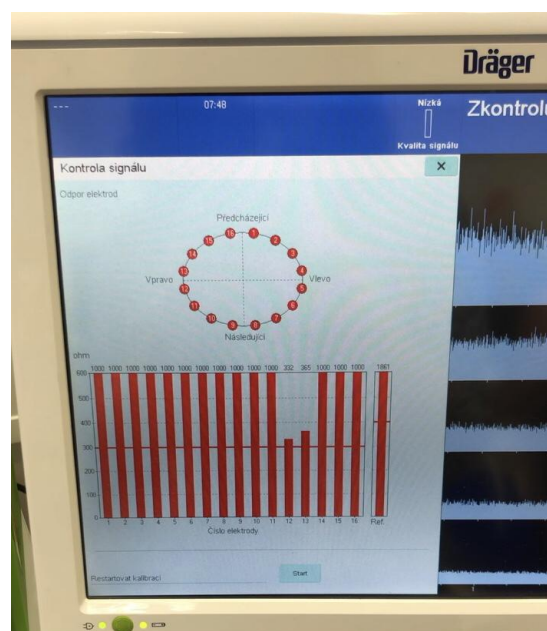
Tab. 2.2: Hodnoty naměřené impedance a fáze pro jednotlivé typy vzorků

	Základní vzorky		Tlakované vzorky		Vakuované vzorky		Vakuované i tlakované vzorky	
	Impedance	Fáze	Impedance	Fáze	Impedance	Fáze	Impedance	Fáze
Vz. č.1	5,68 k Ω	-20°	4,33 k Ω	-23°	444 Ω	-16°	393 Ω	-21°
Vz. č.2	4,11 k Ω	-15°	10,22 k Ω	-37°	412 Ω	-14°	432 Ω	-25°
Vz. č.3	9,71 k Ω	-29°	3,65 k Ω	-20°	475 Ω	-27°	405 Ω	-26°

Na Obr. 2.8a) je vyobrazena finální vnější stěna TMM fantomu. Na Obr. 2.8b) je znázorněn monitor PulmoVisty 500 ukazující vysoký přechodový odpor mezi jednotlivými elektrodami a materiálem.



a)



b)

Obr. 2.8: a) Finální vnější stěna fantomu. b) Monitor PulmoVisty 500 s vysokým přechodovým odporem jednotlivých elektrod.

V Tab. 2.3 jsou uvedeny naměřené hodnoty impedance a fáze na deseti různých místech výsledného TMM fantomu.

Tab. 2.3: Hodnoty impedance získané měřením na vytvořeném fantomu

Místo	Impedance	Fáze
1	2,04 k Ω	-15°
2	2,22 k Ω	-14°
3	5,12 k Ω	-31°
4	7,70 k Ω	-46°
5	3,45 k Ω	-14°
6	11,51 k Ω	-49°
7	33,77 k Ω	-69°
8	4,30 k Ω	-22°
9	2,55 k Ω	-14°
10	26,91 k Ω	-26°
průměr	9,96 k Ω	-30°
směrodatná odchylka	$\pm 11,24$ k Ω	$\pm 19^\circ$

2.3 Diskuze

Hlavním výsledkem této části práce je, že vakuováním materiálu imitujícího tkáň bylo dosaženo více než desetinásobného snížení impedance materiálu. Nicméně tohoto snížení impedance nebylo dosaženo u většího objemu materiálu potřebného k výrobě fantomu. Dalším výsledkem je, že fantom vyrobený v rámci našeho experimentu nelze pro EIT PulmoVista 500 využít. Vytvořený fantom z TMM má pro přístroj příliš vysokou impedanci vnější stěny a současně vykazuje nehomogenní vlastnosti celého pláště.

Při návrhu a výrobě fantomu sloužil jako inspirace z hlediska použitých postupů článek [24]. Pro návrh vnější stěny byla proto použita směs z polyuretanu, grafitu (G) a technických sazí (CB). Při hledání vhodného procentuálního složení výsledné směsi byla nejprve připravena první sada vzorků o různém obsahu sazí a grafitu jednotlivých vzorků, která sloužila k základnímu seznámení s jednotlivými složkami.

První vzorek obsahoval samotný polyuretan a sloužil pouze k seznámení se s daným materiálem. Druhým vzorkem byl vzorek polyuretanu s příměsí 5 hm. % technických sazí. Tento vzorek po dokončení polymerizačního procesu měl mnohem méně homogenní strukturu než následný třetí vzorek s obsahem 30 hm. % grafitu. Podle literatury [27] jsou hlavní složkou, která snižuje impedanci vzorku, technické saze, ale jak bylo výše uvedeno - přidáním jen technických sazí nebylo dosaženo celistvé struktury vzorku. Vodítkem pro výběr čtvrtého vzorku byly informace z článku [27], týkající se fyzikálních vlastností (vodivosti) jednotlivých složek. Byl vybrán obsah grafitu 15 hm. % a 5 hm. % technických sazí. Tento vzorek po ukončení polymerizačního procesu vykazoval nejvhodnější fyzikální vlastnosti.

Na základě těchto zjištěných poznatků byla postupně naplánována příprava druhé sady vzorků, která je uvedena v Tab. 2.1. V rámci druhé sady byla zkoumána závislost vlastností vytvořených vzorků na různém poměru hmotnostních procent G a CB. Z výsledků zkoumání vyplývá, že pokud se hm. % CB zvýší nad hranici 5 hm. % vzniká problém se smísitelností jednotlivých složek. Obsah G negativně ovlivňuje smísitelnost jednotlivých složek až od hranice 15 hm. %, ale navíc s ohledem na obsah CB. Tato tvrzení dokazují výsledky vyplývající z míchání různých poměrů složek v rámci druhé sady výroby vzorků. První tři vzorky, u kterých buď CB přesahovalo hranici 5 hm. % anebo G přesahovalo hranici 15 hm. %, nebylo možné

smísit. U dalších vzorků (č. 4 a č. 5) se všechny složky nakonec podařilo propojit, ale celkový výsledek byl neuspokojivý z důvodu velké hutnosti materiálu. Jediným vzorkem, který strukturou materiálu odpovídal požadavkům na výrobu fantomu, byl vzorek č. 6 s obsahem 15 hm. % grafitu a 5 hm. % technických sazí. Otázkou bylo, zdali tento vzorek odpovídá pro výrobu fantomu kromě vhodné struktury i z hlediska potřebné impedance stovek ohmů. [4] Potřebné impedance bylo ve výsledku dosaženo vakuováním materiálu, díky k odstranění bublin.

Z hodnot v Tab. 2.2 jednoznačně vyplývá pozitivní vliv vakuování materiálu na snížení impedance u všech vakuovaných vzorků. Hodnota impedance vakuovaných vzorků oproti základním vzorkům byla snížena více než 10x. Dále bylo zjištěno, že tlakování vzorku mělo na impedanci směsi jen minimální vliv, tudíž při dalším postupu nebylo tlakování využito.

Pro výrobu výsledného fantomu byl tedy sice vybrán materiál o menším obsahu příměsí než v uvedeném článku [24], ale dle výsledných hodnot impedance vakuovaných vzorků byl předpoklad, že bude výsledná impedance vnější stěny fantomu vyhovující.

Vnitřní prostředí bylo vyplněno fyziologickým roztokem. Toto prostředí bylo využito jako nejlevnější a na přípravu nejlehčí varianta. Případnou další možností bylo využití agarového vnitřního média. Od této varianty bylo však ustoupeno z důvodu náročné přípravy, případného ulpívání agaru na fantomu včetně jeho následného složitého čištění a navíc nemožnosti umístění umělé plíce do fantomu pro jeho ventilování.

Po vyrobení fantomu bylo přistoupeno k ověření jeho funkčnosti. Fantom byl pomocí elektrodového pásu připojen na EIT systém PulmoVista 500. Při kontrole kvality signálu na monitoru byla zjištěna velká impedance mezi vnějším materiálem fantomu a elektrodami na elektrodovém páse, viz Obr. 2.8b). Snahou bylo snížit impedanci aplikováním elektrodového gelu pod jednotlivé elektrody, přesto však nedošlo k dostatečnému zlepšení výsledků. Dalším krokem ověření vlastností fantomu bylo proměření impedance na deseti různých místech vnější stěny fantomu. Výsledky měření jsou uvedeny v Tab. 2.3. Z hodnot v tabulce vyplývá, že i přes úsilí vytvořit homogenní směs jejím vakuováním se toto nepodařilo. Průměrná hodnota impedance byla 9,96 k Ω v rozsahu od 2,04 k Ω do 33,77 k Ω . Přestože byl tedy konečný fantom

hrudníku vyroben z materiálu shodného s materiálem vzorku, u něhož byly potřebné vlastnosti (impedance, homogenita) zkoumáním ověřeny, nepodařilo se stejných vlastností dosáhnout u velkého množství materiálu potřebného k výrobě celé vnější stěny fantomu hrudníku.

Možným řešením, či postupem vedoucím k vytvoření funkčního fantomu, na které ale v našich podmínkách nemáme technické vybavení, by bylo zpracovat směs pomocí metody válcování, která se využívá například v gumárenském průmyslu. Pomocí takové metody by mohlo být do směsi vmícháno větší množství příměsí a tím zajistit lepší vlastnosti materiálu, zejména nižší hodnotu impedance. Dalším řešením, na které bohužel rovněž nemáme vhodné technické vybavení, je míchat směs ve vakuovací komoře. Jednou z dalších možností by mohlo být získání materiálu s delší dobou zpracování, čímž by pravděpodobně došlo k delšímu manipulačnímu času před začátkem tuhnutí směsi.

2.4 Dílčí závěr

Dílčím závěrem této práce je , že vakuováním materiálu imitujícího tkáň bylo dosaženo více než desetinásobného snížení impedance materiálu. Nicméně tohoto snížení impedance nebylo dosaženo u většího objemu materiálu potřebného k výrobě fantomu.

Dalším dílčím závěrem práce je, že EIT fantom hrudníku z materiálu imitujícího tkáň nejsme v podmínkách našich laboratoří schopni vyrobit, jelikož u vnější stěny fantomu nebylo dosaženo potřebné hodnoty impedance a zároveň se nepodařilo materiál pro výrobu fantomu dostatečně homogenizovat.

Jelikož cílem této práce je navrhnout a vytvořit funkční experimentální fantom pro EIT bylo nutné přejít k alternativnímu řešení výroby fantomu, která je popsána v následující kapitole.

3 Alternativní řešení výroby fantomu pro EIT

Třetí kapitola se věnuje alternativnímu řešení výroby experimentálního fantomu hrudníku pro elektrickou impedanční tomografii a jeho následném využití při řešení metodických nejasností při používání EIT.

3.1 Metody

Následující část práce se zabývá popisem aplikovaných metod využitých při návrhu a výrobě náhradního řešení experimentálního fantomu hrudníku pro EIT. Dále se tato část práce věnuje popisu metod využitých při experimentálním měření vlivu technických parametrů EIT na výsledný obraz rozložení bioimpedance hrudníku. Stejně jako v předchozí části byly veškeré činnosti a měření realizovány v laboratořích FBMI v Kladně.

3.1.1 Návrh alternativního řešení výroby fantomu

Prototypem alternativního řešení výroby fantomu byla plastová nádoba, po jejímž obvodu bylo vyvrtáno šestnáct děr využitelných pro umístění ocelových šroubů, které zajistily, vzhledem ke svým fyzikálním vlastnostem, vodivé propojení jednotlivých elektrod na elektrodovém pásu s vnitřním prostředím. Obvod vybrané nádoby odpovídal velikosti „S“ elektrodového pásu přístroje PulmoVista 500. Rozmístění šroubů po obvodu nádoby odpovídalo rozmístění elektrod na použitém elektrodovém pásu.

Dále bylo ještě potřeba vytvořit vodivé spojení referenční elektrody s vnitřním prostředím, tudíž byl do spodní části stěny nádoby umístěn další šroub, na který byla při měření nalepena EKG elektroda. Všechny šrouby byly upevněny do stěny pomocí matice. Těsnost byla zajištěna pomocí pryžového těsnění. Vnitřní prostředí bylo jako u TMM fantomu vyplněno fyziologickým roztokem. Prototyp alternativního řešení fantomu je zobrazen na Obr. 3.1a) a Obr. 3.1b).

Prototyp byl připojen na elektrickou impedanční tomografii (Obr. 3.2a)). Jeho funkčnost byla ověřena zasunutím objektu o velké impedanci (dřevěné prkno) do fantomu. Objekt byl pozorovatelný na monitoru EIT a zároveň jeho zasunutí způsobilo nárůst globální impedance. Toto je možné pozorovat na Obr. 3.2.b).



a)

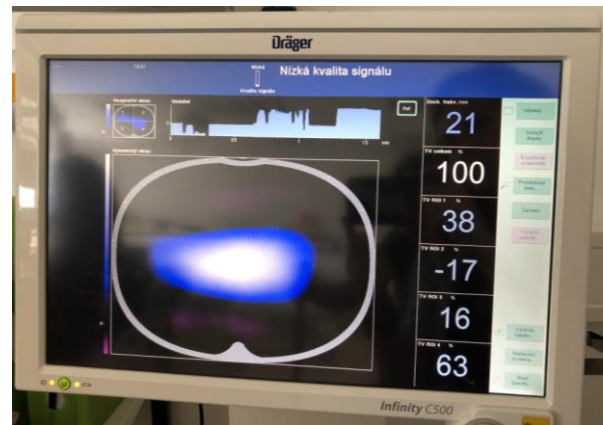


b)

Obr. 3.1: a) Vnější pohled na prototyp fantomu. b) Vnitřní pohled na prototyp fantomu.



a)



b)

Obr. 3.2:a) Ověření funkčnosti prototypu fantomu. b) Pozorování objektu na displeji EIT.

3.1.2 Výroba alternativního řešení fantomu

Pro výrobu alternativního fantomu bylo nutno použít, jak už bylo uvedeno výše, válcovou nádobu minimálně 50 cm vysokou, z důvodu následného využití fantomu pro zjišťování vlivu nastavení přístroje na šíři tomografické roviny. Obvod nádoby by měl odpovídat jedné z velikostí elektrodového pásu přístroje PulmoVista 500.

Požadovaným rozměrům odpovídal plášť původního TMM fantomu, tudíž bylo rozhodnuto, že výsledný fantom hrudníku bude vyroben pouze upravením původního TMM pláště dle výše popsané metodiky výroby prototypu fantomu v kapitole 3.1.1.

Stejně jako u prototypu bylo po obvodu pláště vyvrtáno šestnáct děr, do kterých byly umístěny ocelové šrouby s hlavicí o průměru 8 mm. Šrouby byly upevněny do stěny pomocí podložky a matice. Těsnění v tomto případě nebylo nutné, jelikož polyuretan s příměsí grafitu a technických sazí dokonale přilnul ke všem šroubům. Rozmístění jednotlivých šroubů odpovídalo rozmístění elektrod na elektrodovém pásu velikosti „M“. Dále byl umístěn do spodní části nádoby další šroub, na který byla při měření nalepena EKG elektroda. Na Obr. 3.3a) je zobrazen pohled na upravenou vnější část fantomu, kde je patrná i nalepená EKG elektroda. Na Obr. 3.3b) je vyobrazena vnitřní část experimentálního fantomu zatím bez vnitřní náplně. Pro vnitřní médium byl stejně jako u TMM fantomu použit fyziologický roztok o objemu 20 L, který byl připraven identickým postupem jako v kapitole 2.1.5, tj. rozpuštěním 180 g krystalické NaCl ve 20 L vody.



a)



b)

Obr. 3.3: a) Upravený fantom pro EIT. b) Pohled do vnitřní části fantomu.

Finální fantom byl po dokončení připojen k přístroji PulmoVista 500 a byla ověřena jeho funkčnost. Pro zabezpečení dostatečného kontaktu mezi jednotlivými elektrodami bylo nutné aplikovat malé množství elektrodového gelu odděleně pod každou elektrodu. V klinické praxi je požadovaná maximální hranice přechodového odporu mezi elektrodou a pokožkou 300Ω a u referenční elektrody 400Ω . [4] Na následujícím obrázku Obr. 3.4a) je ukázáno, že tato hranice nebyla překročena.

Kompletní fantom s nasazeným elektrodovým pásem velikosti „M“, který je připojený na elektrickou impedanční tomografii je zobrazen na Obr. 3.4b).



a)



b)

Obr. 3.4: a) Ukázka dostatečného kontaktu elektrod. b) Kompletní fantom s nasazeným elektrodovým pásem.

3.1.3 Experiment zjišťující vliv aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku

Pro experiment zjišťující vliv aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku bylo nutné zabezpečit konstantně opakující se změnu impedance. Na základě tohoto požadavku bylo potřeba vyrobit umělé plíce, které by bylo možné připojit na umělou plicní ventilaci (UPV). Pro výrobu byl použit nafukovací vak, na kterém byly pomocí šroubu, matic a podložek vytvořeny čtyři úchytné body. Na horní i dolní straně byl vak pevně přichycen prostřednictvím úchytných bodů a provázku k závitové tyči. Gumový ventil používaný na nafukování vaku byl upraven přilepením medicínské spojky. Pomocí medicínské spojky bylo následně možné vak připojit k ventilátoru. Vyrobené umělé plíce jsou zobrazeny na Obr. 3.5.



Obr. 3.5: Vyrobená umělá plíce.

Dalším krokem bylo připevnění umělé plíce do vnitřního prostoru fantomu, což bylo provedeno pomocí závitové tyče a distančního sloupku se závitem. Tyč se zašroubovaným sloupkem byla nejprve umístěna na dno fantomu, následně byla ze sloupku lehce vyšroubována a tím uchycena do stěn fantomu. Tento proces byl obdobně proveden pro horní část fantomu. Čtyři úchytné body zabezpečily pevné uchycení plic uvnitř fantomu, a zamezily jejich posouvání či otáčení při ventilaci.

Dalším krokem bylo připojení umělé plíce k UPV. K ventilování plíce byl využit ventilátor Avea od firmy CareFusion. Pro simulaci byl použit režim tlakově řízené ventilace (PCV). Dechová frekvence byla nastavena na 13 dechů za minutu, vrcholový tlak v plíci na konci nádechu byl nastaven na 30 cm H₂O, PEEP na 5 cm H₂O a čas nádechu na 1,7 sekundy. Monitor ventilátoru s nastavenými parametry je zobrazen na Obr. 3.6.

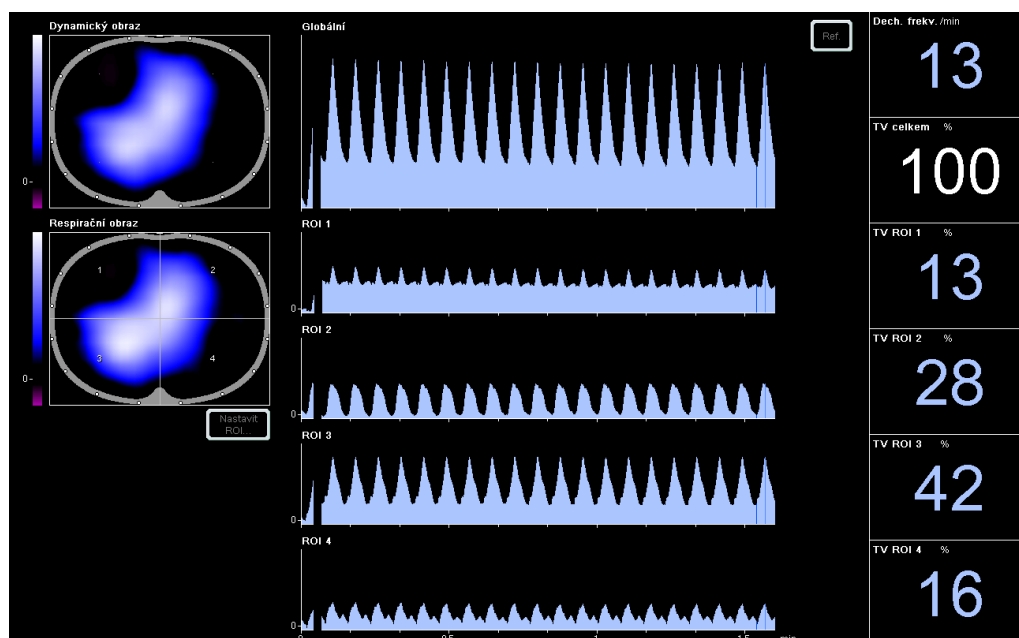


Obr. 3.6: Monitor ventilátoru Avea s nastavenými parametry.

Vliv aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku byl zkoumán pomocí záměrného vytvoření vodivého spojení mezi jednotlivými elektrodami. Měřením byl získán jeden záznam, během kterého bylo postupně vytvářeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi elektrodami. První část záznamu byla bez vodivého spojení mezi elektrodami. Ve druhé části záznamu bylo vytvořeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi první a druhou elektrodou. V další části bylo vytvořeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi první až osmou elektrodou (půlka elektrodového pásu). Ve třetím případě bylo vytvořeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi první až šestnáctou elektrodou (celý elektrodový pás). Každá část záznamu byla dlouhá přibližně jeden a půl minuty. Průběh samotného experimentu je zobrazen na Obr. 3.7. Na Obr. 3.8. je snímek obrazovky přístroje PulmoVista 500 ukazující konstantně opakující se změnu impedance v závislosti na konstantní změně objemu v plicích.



Obr. 3.7: Znáornění průběhu experimentu zjišťující vliv aplikace elektrodového gelu na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku.

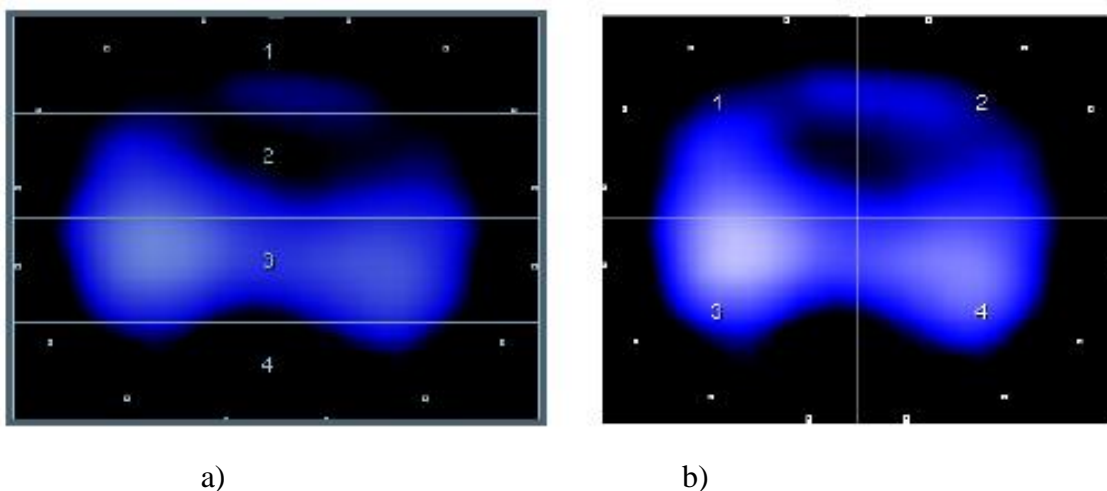


Obr. 3.8: Snímek obrazovky PulmoVista 500 ukazující konstantní změnu impedance v závislosti na konstantně se měnícím objemu v plicích

Zpracování a vyhodnocení EIT dat

Data ve formátu „.eit“, získaná během experimentu, byla nejprve zpracována v softwaru Dräger EIT Data Analysis Tool 6.1, což je program dodávaný společně se systémem PulmoVista 500, určený pro prohlížení, filtrování, částečné zpracování a konverzi dat do souborových formátů „.asc“ „.bin“ „.get“.

V uvedeném softwaru je možná volba nastavení na rozličné oblasti zájmu, tzv. ROI (region of interest). Každá ROI udává vždy informaci o momentálním procentuálním zastoupení ventilace v oblasti zobrazovaného dechového snímku. Pro vyhodnocení výsledků byly vybrány dvě rozdělení, v prvním případě nastavení ROI na čtyři vrstvy velikosti 32 x 8 pixelů a v druhém případě nastavení ROI na čtyři kvadranty velikosti 16 x 16 pixelů. Ukázka nastavení jednotlivých ROI je znázorněna na Obr. 3.9a) a na Obr. 3.9b).



Obr. 3.9: a) Ukázka nastavení ROI na čtyři vrstvy o velikosti 32 x 8 pixelů. b) Názorné nastavené ROI na čtyři kvadranty o velikosti 16 x 16 pixelů.

Nejprve byla data uložena ve formátu „.bin“ využitelném pro další zpracování v programu MatLab R2015a. V programu bylo pro jednotlivé typy záznamů vypočítáno 20 rozdílových snímků, vždy pro maximální a minimální hodnotu dechového cyklu. Následně byl ze sady rozdílových snímků vypočítán průměrný snímek reprezentující jeden ze čtyř typů měření (bez vodivého spojení, vodivé spojení 1. a 2. elektrody, vodivé spojení 1. až 8. elektrody a vodivé spojení 1. až 16. elektrody).

Dalším postupem zpracování dat bylo jejich uložení do formátu „.asc“, pro obě výše uvedené ROI. Tento formát je využitelný při další vyhodnocení v programu

Microsoft Excel. Pro výše uvedené čtyři typy záznamů byly v programu vytvořeny skupiny dat přibližně o 20 hodnotách, reprezentující procentuální zastoupení ventilace vždy pro 1. až 4. vrstvu a následně pro 1. až 4. kvadrant.

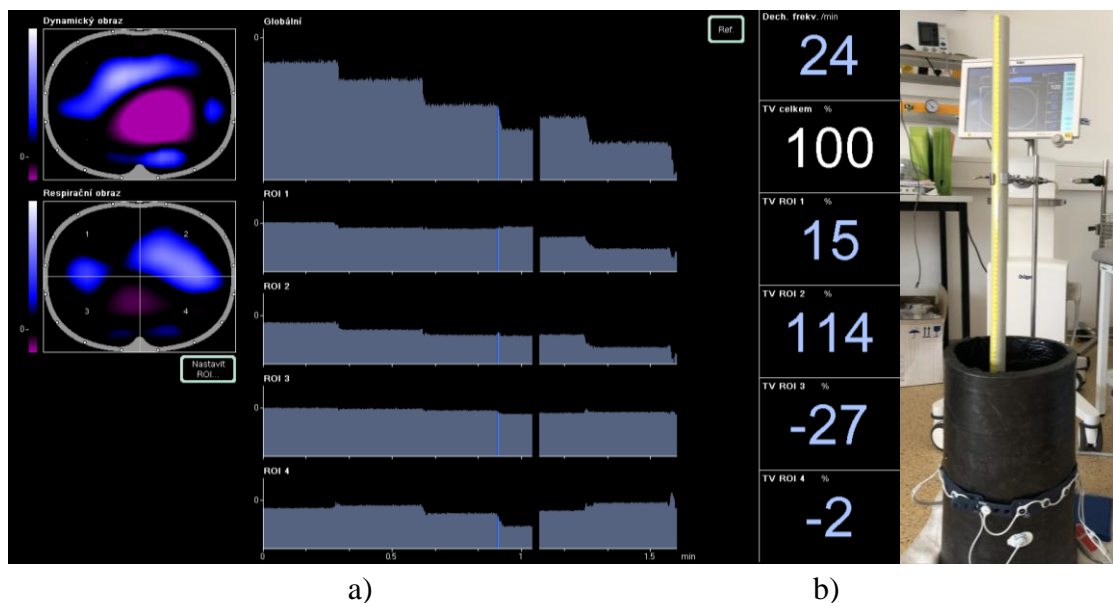
Statistický rozbor zpracovaných dat

Statistický rozbor dat byl proveden v softwaru MatLab R2015a. Prvním krokem bylo otestování normality dat Shapiro-Wilkovým testem. Dalším krokem bylo využití ANOVY pro testování statisticky významných rozdílů mezi snímky bez vodivého spojení mezi elektrodami a snímky s vytvořeným vodivým spojením mezi elektrodami. Analýza rozptylu byla testována vždy pro čtyři skupiny hodnot procentuální zastoupení ventilace (bez vodivého spojení, vodivé spojení 1. a 2. elektrody, vodivé spojení 1. až 8. elektrody a vodivé spojení 1. až 16. elektrody). Toto testování bylo provedeno pro 1. až 4. vrstvu a následně pro 1. až 4. kvadrant. Analýza rozptylu byla tedy testována celkem osmkrát.

Pro testování analýzy rozptylu byla využita funkce *anova1* (standardní funkce v Matlabu). Následně byla pro mnohonásobné porovnání a určení statistické významnosti jednotlivých rozdílů středních hodnot u všech možných párů porovnávaných skupin využita funkce *multcompare* (standardní funkce v Matlabu). Statistická významnost byla testována na hladině významnosti $p < 0,05$.

3.1.4 Experiment zjišťující vliv nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny

Experiment zjišťující vliv nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny byl realizován pomocí značkovací tyče umístěné do středu fantomu. Tyč byla po konstantním kroku 1 cm vytahována ode dna fantomu, případně od roviny elektrodového pásu. Značkovací tyč byla vyrobena z PPR trubky. Trubka byla ze spodu utěsněná tak, aby do ní nevnikal fyziologický roztok. Na trubku bylo pomocí lepicí pásky nalepeno měřítko. Celkově bylo naměřeno 6 záznamů pro nastavené hodnoty operačního kmitočtu od 80 do 130 kHz s krokem po 10 kHz. Snímek obrazovky přístroje PulmoVista 500 při probíhajícím experimentu je zobrazený na Obr. 3.10a). Průběh experimentu je vyobrazen na Obr. 3.10b).



Obr. 3.10: a) Snímek obrazovky přístroje PulmoVista 500 během probíhajícího experimentu. b) Znárodnění průběhu experimentu .

Zpracování a vyhodnocení EIT dat

Získaná data byla stejně jako u předchozího experimentu nejprve zpracována v softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1. Data byla exportována ve formátu „bin“ a zpracovány v programu MatLab R2015a. Ze získaných dat byla vykreslena závislost globální impedance na čase. Následně byly vypočítány průměrné hodnoty globální impedance pro všechny polohy značkovací tyče. Získané průměrné hodnoty globální impedance byly vyneseny do grafu v závislosti na vzdálenosti značkovací tyče od roviny elektrodového pásu. Dále byl dle následující rovnice (1) vypočítán koeficient útlumu k (cm^{-1}) pro danou exponenciální závislost.

$$GI(x) = GI_0 \cdot e^{-k \cdot x}, \quad (3.1)$$

kde $GI(x)$ (AU) je hodnota globální impedance odpovídající hodnotě vzdálenosti x (cm) značkovací tyče od roviny elektrodového pásu a GI_0 (AU) je hodnota pro nulovou vzdálenost x_0 (cm) značkovací tyče od roviny elektrodového pásu.

Toto zpracování dat bylo provedeno celkově pro šest záznamů, přičemž každý záznam odpovídal jinému nastavení operačního kmitočtu f_0 .

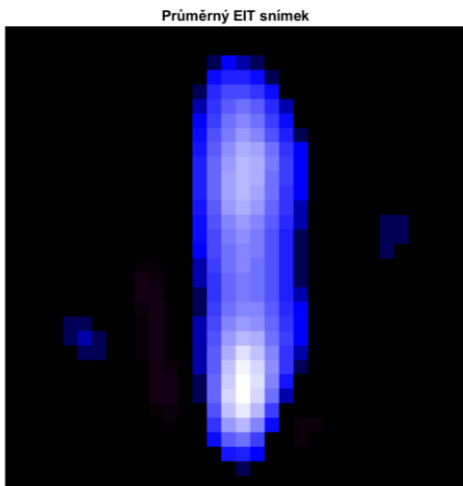
3.2 Výsledky

V kapitole výsledky jsou uvedeny výstupy experimentální části zjišťující vliv technických parametrů EIT využívající vyrobený fantom hrudníku pro EIT.

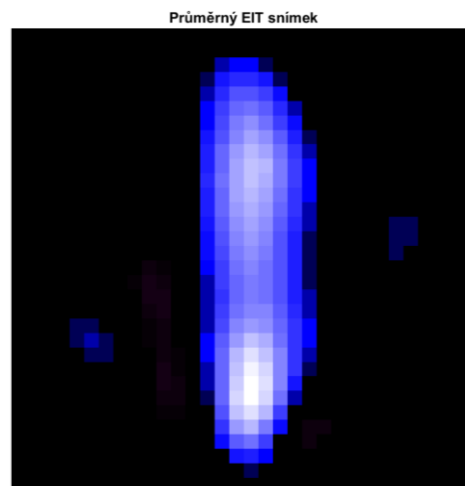
3.2.1 Výsledky měření vlivu aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku

Následující výsledky jsou prezentovány v podobě průměrných EIT snímků pro čtyři typy vodivého spojení mezi elektrodami. Prvním typem bylo měření bez vodivého spojení mezi elektrodami (Obr. 3.11), druhým typem bylo měření s vytvořeným vodivým spojením mezi 1. a 2. elektrodou (Obr. 3.12), třetím typem měření bylo měření s vytvořeným vodivým spojením mezi 1. až 8. elektrodou (Obr. 3.13) a posledním typem bylo měření s vytvořeným vodivým spojením mezi 1. až 16. elektrodou (Obr. 3.14).

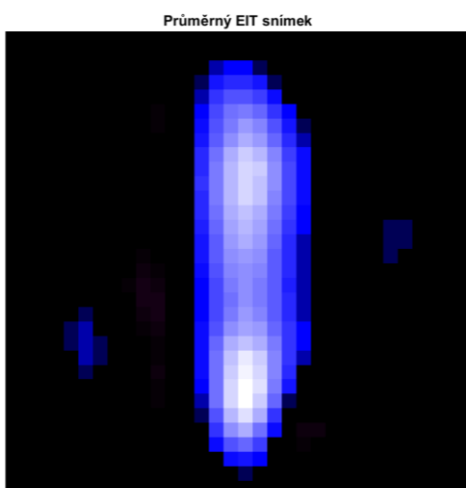
Výsledky změny distribuce ventilace v jednotlivých vrstvách a kvadrantech pro čtyři typy vodivého spojení byly prezentovány pomocí sloupcových grafů na Obr. 3.15 a na Obr. 3.16. Data jsou prezentována jako průměrná hodnota \pm směrodatná odchylka. Křížkem (#) jsou označeny vždy dvojice se staticky nevýznamným rozdílem mezi hodnotami procentuální zastoupení ventilace. Testování proběhlo na 5% hladině významnosti. V Tab. 3.1. jsou uvedeny vypočítané p-hodnoty pro analýzu rozptylu jednotlivých kvadrantů. Následně v Tab. 3.2 jsou uvedené p-hodnoty pro mnohonásobné porovnání rovněž jednotlivých kvadrantů. Vypočítané p-hodnoty analýzy rozptylu pro jednotlivé vrstvy jsou uvedeny v Tab. 3.3. Následně vypočítané p-hodnoty mnohonásobného porovnání pro jednotlivé vrstvy jsou uvedeny v Tab. 3.4.



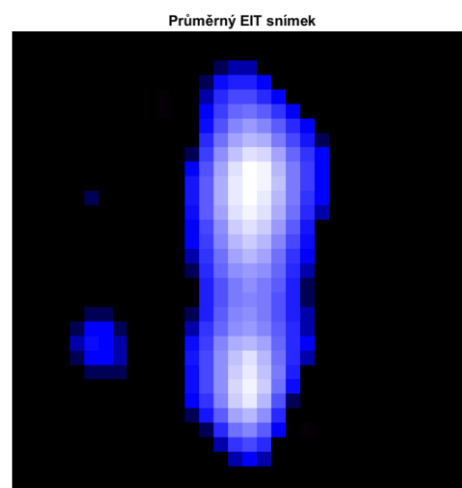
Obr. 3.12: Průměrný snímek pro měření bez vodivého spojení elektrodovým gelem.



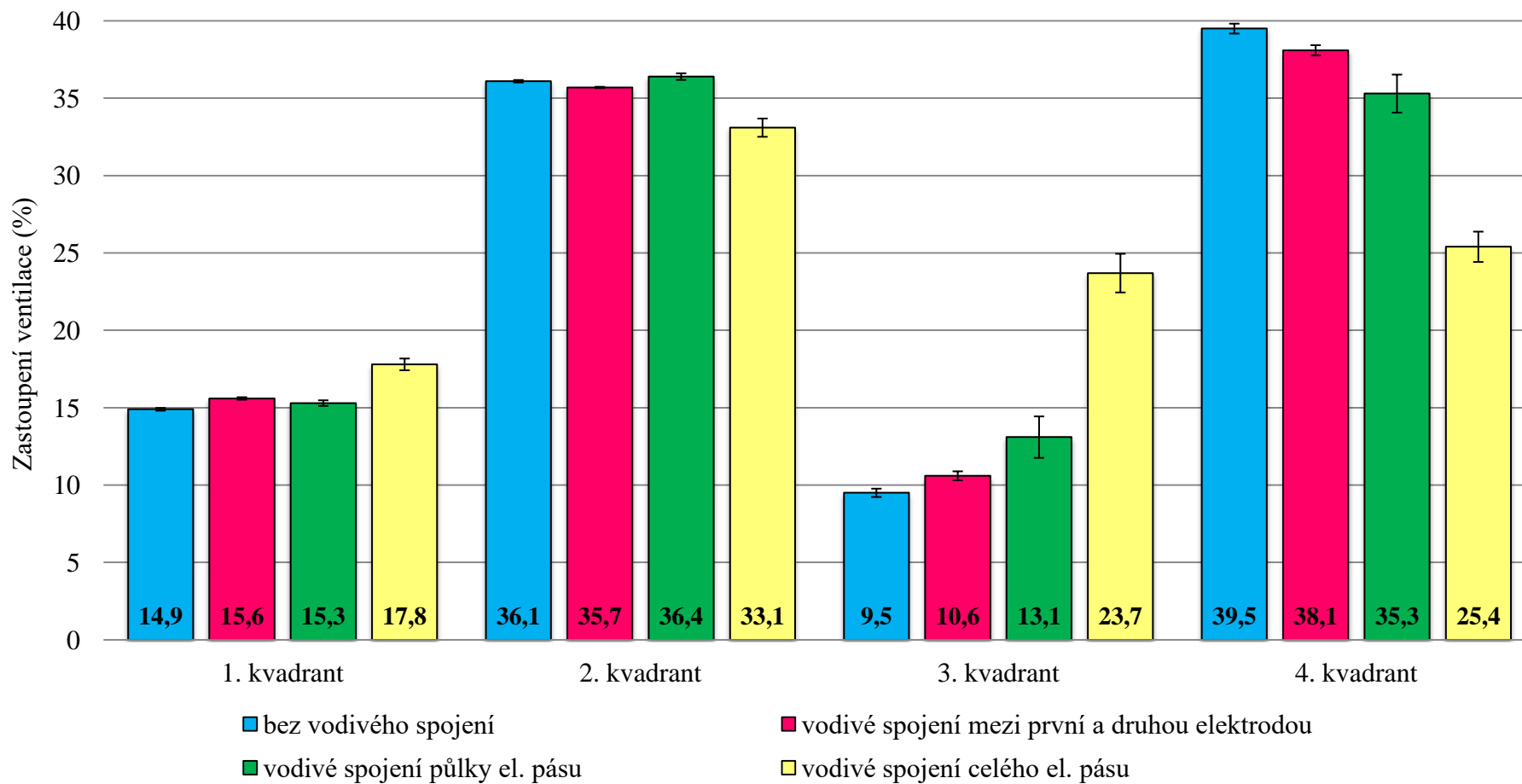
Obr. 3.11: Průměrný snímek pro měření vodivého spojení 1. a 2. elektrody.



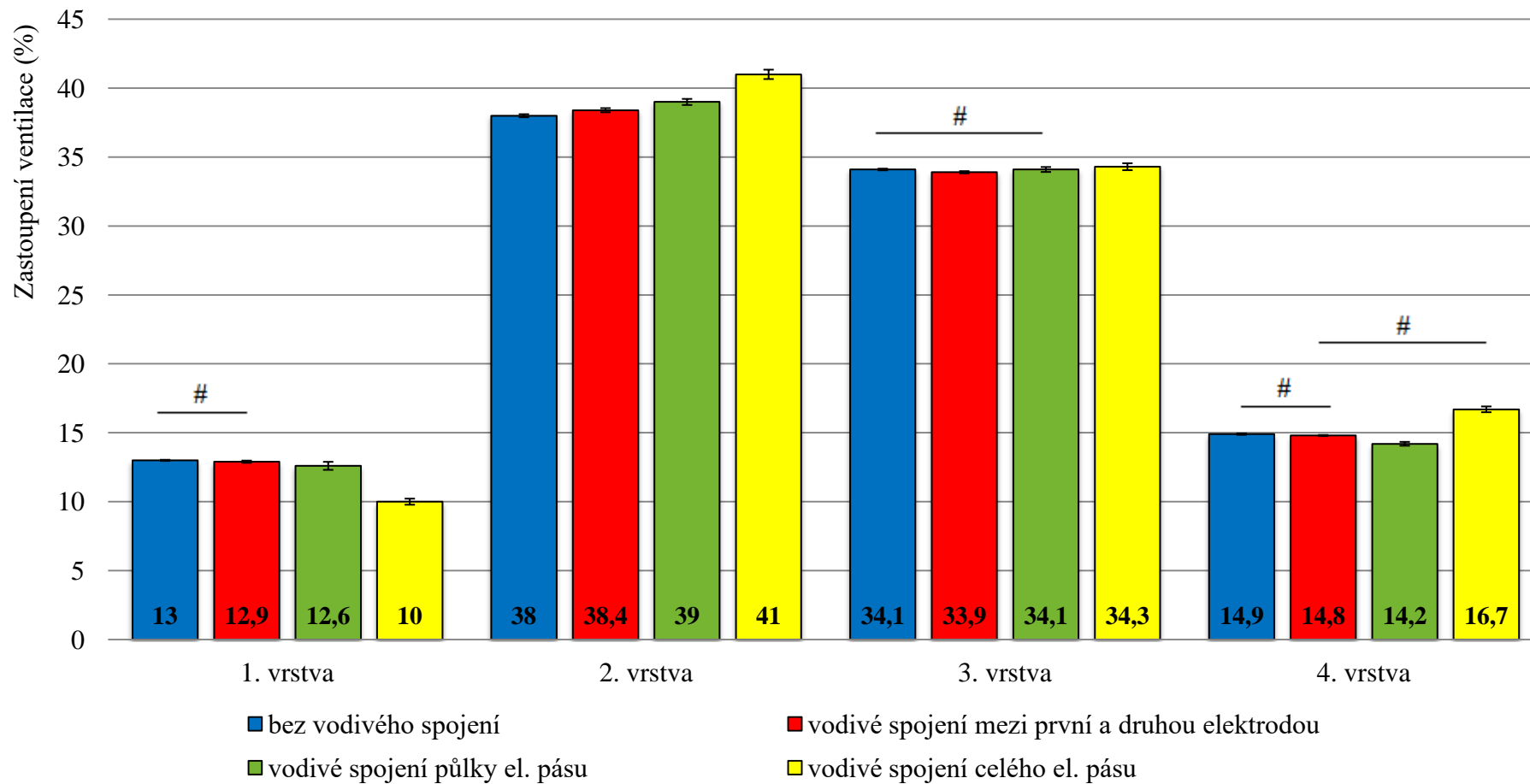
Obr. 3.13: Průměrný snímek pro měření vodivého spojení 1. až 8. elektrody.



Obr. 3.14: Průměrný snímek pro měření vodivého spojení 1. až 16. elektrody.



Obr. 3.14: Procentuální zastoupení ventilace v jednotlivých kvadrantech pro různé typy vodivého spojení. Data jsou prezentována jako průměr ± směrodatná odchylka. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny mezi všemi jednotlivými kvadranty.



Obr. 3.16 : Procentuální zastoupení ventilace v jednotlivých vrstvách pro různé typy vodivého spojení. Data jsou prezentována jako průměr \pm směrodatná odchylka. Křížkem (#) jsou označeny statistické nevýznamné rozdíly mezi jednotlivými vrstvami.

Tab. 3.1: Vypočítaná p–hodnota pro jednotlivé kvadranty

Typ ROI	p - hodnota
1. kvadrant	$4,09 \cdot 10^{-56}$
2. kvadrant	$1,23 \cdot 10^{-45}$
3. kvadrant	$3,21 \cdot 10^{-60}$
4. kvadrant	$3,84 \cdot 10^{-64}$

Tab. 3.2: Výsledky mnohonásobného porovnání pro jednotlivé kvadranty

Porovnávané typy vodivého spojení	1. kvadrant	2. kvadrant	3.kvadrant	4.kvadrant
1-2	$3,84 \cdot 10^{-14}$	$6,9 \cdot 10^{-3}$	$5,87 \cdot 10^{-2}$	$1,11 \cdot 10^{-5}$
1-3	$1,10 \cdot 10^{-7}$	$2,01 \cdot 10^{-2}$	$5,52 \cdot 10^{-18}$	$2,58 \cdot 10^{-25}$
1-4	$1,02 \cdot 10^{-53}$	$5,91 \cdot 10^{-40}$	$3,49 \cdot 10^{-57}$	$1,27 \cdot 10^{-61}$
2-3	$1,68 \cdot 10^{-3}$	$1,06 \cdot 10^{-7}$	$6,54 \cdot 10^{-11}$	$1,79 \cdot 10^{-15}$
2-4	$2,02 \cdot 10^{-49}$	$1,21 \cdot 10^{-35}$	$4,18 \cdot 10^{-54}$	$1,19 \cdot 10^{-57}$
3-4	$1,05 \cdot 10^{-49}$	$1,11 \cdot 10^{-42}$	$4,42 \cdot 10^{-49}$	$2,42 \cdot 10^{-51}$

V tabulce je prezentován číslem 1 typ bez vodivého spojení, číslem 2 typ vodivého spojení mezi 1. a 2. elektrodou, číslem 3 typ vodivého spojení mezi 1. až 8. elektrodou a číslem 4 typ vodivého spojení mezi 1. až 16. elektrodou.

Tab. 3.3: Vypočítaná p–hodnota pro jednotlivé vrstvy

Typ ROI	p - hodnota
1. vrstva	$1,06 \cdot 10^{-65}$
2. vrstva	$1,5 \cdot 10^{-55}$
3. vrstva	$1,58 \cdot 10^{-11}$
4. vrstva	$1,14 \cdot 10^{-27}$

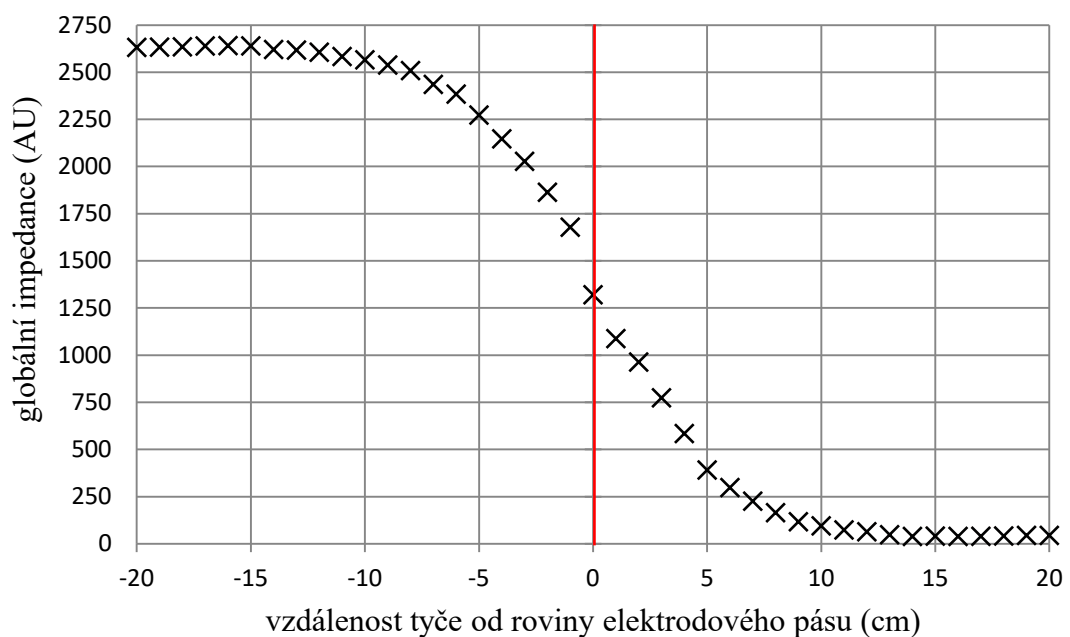
Tab. 3.4: Výsledky mnohonásobného porovnání pro jednotlivé vrstvy

Porovnávané typy vodivého spojení	1. vrstva	2. vrstva	3. vrstva	4. vrstva
1-2	1	$7 \cdot 10^{-7}$	$3,24 \cdot 10^{-5}$	0,0619
1-3	$2 \cdot 10^{-8}$	$1,02 \cdot 10^{-22}$	1	$1,19 \cdot 10^{-26}$
1-4	$1,09 \cdot 10^{-61}$	$4,86 \cdot 10^{-54}$	$1,6 \cdot 10^{-3}$	$7,67 \cdot 10^{-6}$
2-3	$1,74 \cdot 10^{-6}$	$4,77 \cdot 10^{-12}$	$2,22 \cdot 10^{-5}$	$2,18 \cdot 10^{-22}$
2-4	$4,06 \cdot 10^{-61}$	$2,17 \cdot 10^{-49}$	$2,86 \cdot 10^{-12}$	0,0619
3-4	$4,07 \cdot 10^{-57}$	$3,35 \cdot 10^{-41}$	$2,3 \cdot 10^{-3}$	$9,54 \cdot 10^{-18}$

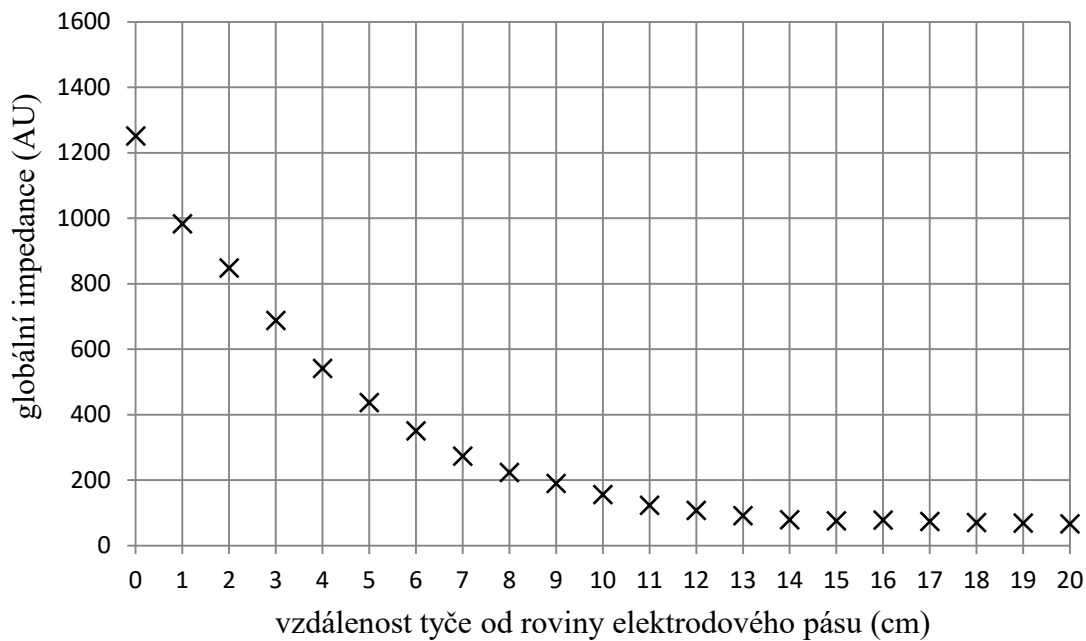
V tabulce je prezentována číslem 1 typ bez vodivého spojení, číslem 2 typ vodivého spojení mezi 1. a 2. elektrodou, číslem 3 typ vodivého spojení mezi 1. až 8. elektrodou a číslem 4 typ vodivého spojení mezi 1. až 16. elektrodou. Červeně jsou označeny p–hodnoty, které ukazují statisticky nevýznamné rozdíly mezi danými skupinami.

3.2.2 Výsledky měření vlivu nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny

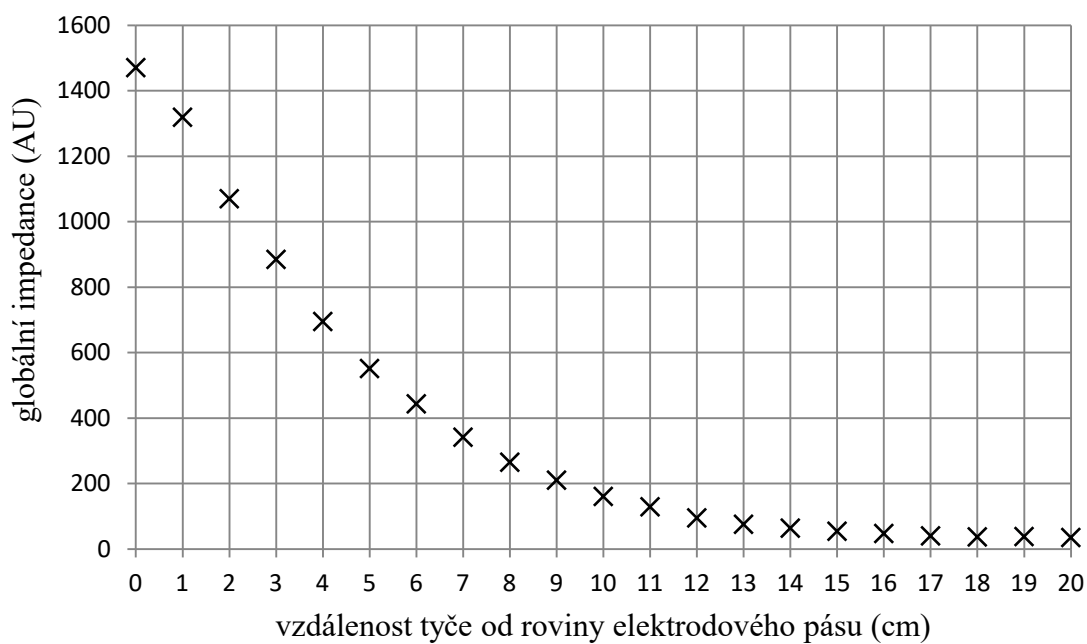
Následující výsledky jsou prezentovány v podobě grafů závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od roviny elektrodového pásu pro šest různých variant nastavení operačního kmitočtu na EIT přístroji PulmoVista 500. Jedná se o operační kmitočty f_o od 80 do 130 kHz s krokem po 10 kHz. Na Obr. 3.17 je znázorněna změna globální impedance pro horní i spodní stranu od roviny elektrodového pásu pro operační kmitočet 80 kHz. Na Obr. 3.18 až Obr. 3.23 jsou zobrazeny závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od roviny elektrodového pásu pouze pro horní oblast od roviny pásu pro hodnoty operačního kmitočtu od 80 kHz do 130 kHz kmitočtů. V Tab. 3.5. jsou uvedeny vypočítané hodnoty útlumového koeficientu k pro všechny nastavení operačního kmitočtu.



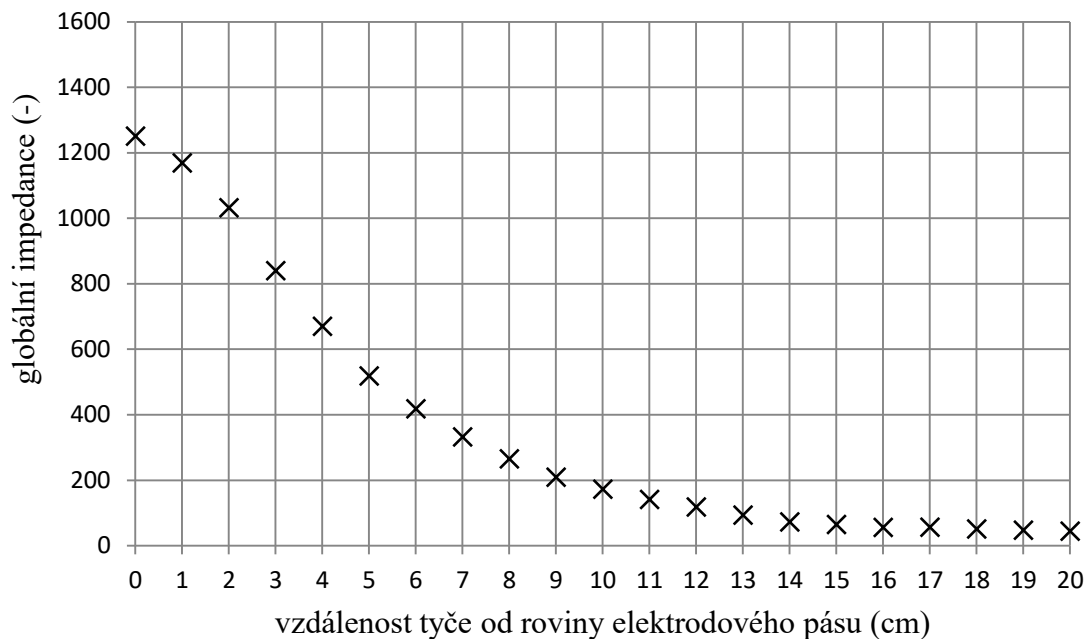
Obr. 3.17: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, červeně je označena poloha elektrodového pásu, pro operační kmitočet 80 kHz.



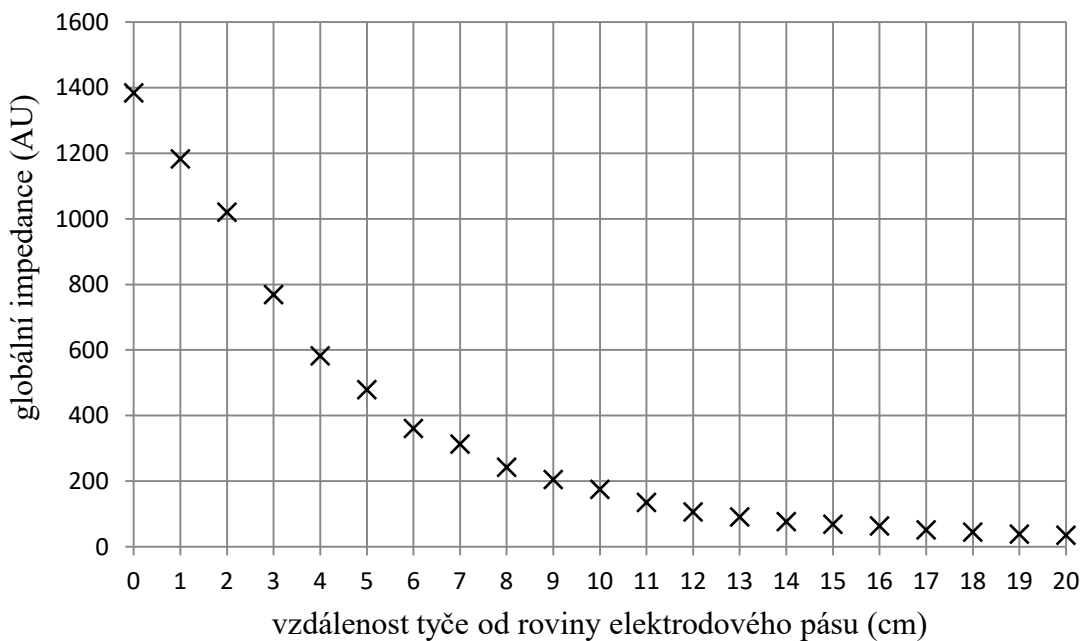
Obr. 3.18: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 80 kHz.



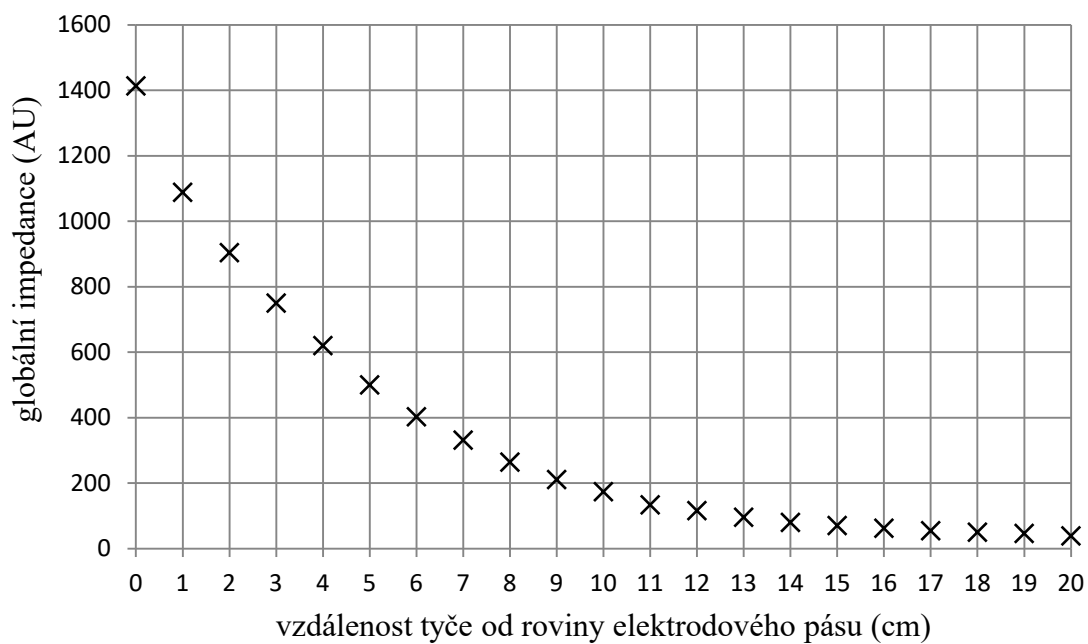
Obr. 3.19: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 90 kHz.



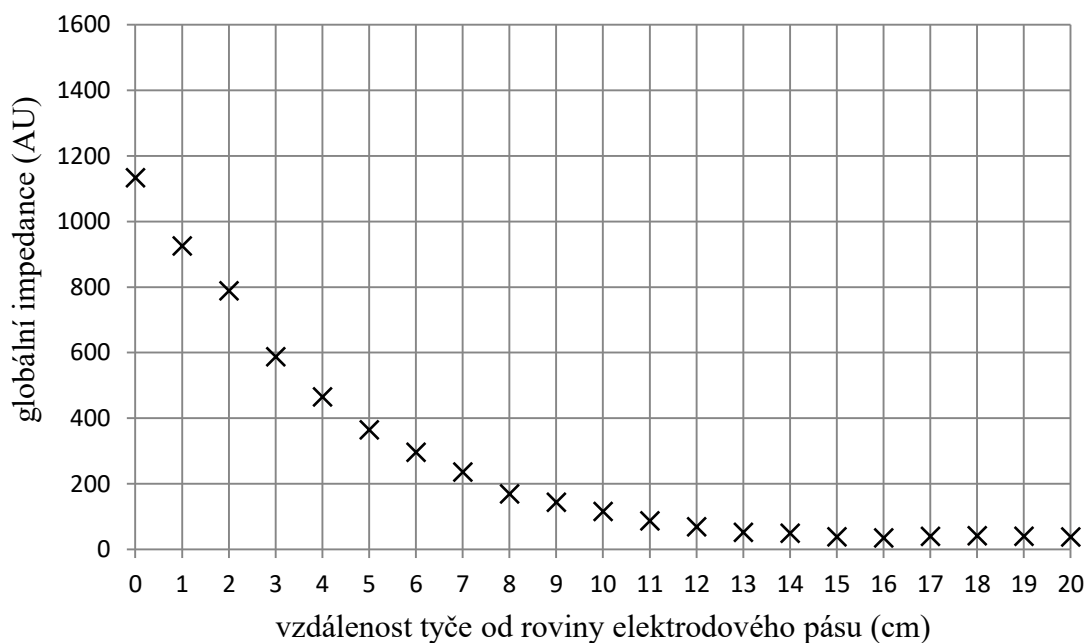
Obr. 3.20: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 100 kHz



Obr. 3.21: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 110 kHz



Obr. 3.22: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 120 kHz



Obr. 3.23: Graf závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od elektrodového pásu, pro operační kmitočet 130 kHz

Tab. 3.5: Hodnoty koeficientu útlumu pro různé nastavení přístroje

Operační kmitočet f_0 (kHz)	Koeficient útlumu k (cm^{-1})
80	0,1975
90	0,1999
100	0,2035
110	0,2064
120	0,2094
130	0,2309

3.3 Diskuse

Hlavním výsledkem druhé části diplomové práce je skutečnost, že byl vytvořen fantom pro EIT simulující hrudník s možností ventilace, který je využitelný při řešení metodických nejasností při používání EIT. Dalšími neméně důležitými výsledky jsou prezentovaná zjištění týkající vlivu nastavení EIT přístroje na šíři tomografické roviny a vlivu aplikace elektrodového gelu. Měřením bylo zjištěno, že aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku má statisticky významný vliv na výsledný obraz rozložení bioimpedance hrudníku. Dále bylo zjištěno, že mezi nejmenším (80 kHz) a největším (130 kHz) nastaveným operačním kmitočtem přístroje PulmoVista 500 vzniká 14,33% rozdíl v šířce tomografické roviny, ve které dojde k 50% snížení naměřené globální impedance.

Na rozdíl od původního záměru vyrobit vlastní konstrukci fantomu z vhodného materiálu imitujícího tkáň, byla zvolena varianta využití vhodné, již existující nádoby, která byla upravena pouze tak, aby bylo zabezpečeno potřebné vodivé spojení mezi elektrodovým pásem a vnitřním prostředím. Důležitým předpokladem funkčnosti fantomu je viditelná změna globální impedance i dynamického obrazu na monitoru PulmoVista 500, což bylo úspěšně dokázáno zasunutím objektu o velké impedanci do fantomu. Při výběru vhodné nádoby muselo být rovněž přihlédnuto k možnosti připojení umělé plíce, která zajistila konstantě se měnící změnu impedance, potřebnou k experimentu zjišťující vliv aplikace elektrodového gelu. Výroba jak vlastního fantomu tak výroba umělé plíce se dle těchto požadavků podařila a následně mohlo být provedeno vlastní měření.

Nejprve byly vizuálně porovnány konkrétní výsledky měření prvního experimentu, prezentované ve formě průměrných EIT obrazů. Jako referenční obraz byl použit průměrný snímek měření bez vodivého spojení mezi elektrodami (Obr. 3.11). Rozdíly mezi snímky jsou patrné především u snímku s vodivým spojením 1. až 16. elektrody (Obr. 3.14).

V rámci statistické analýzy dat byla provedena ANOVA pro dva typy rozdělení obrazu (vrstvy a kvadranty). V Tab. 3.1 jsou uvedené p-hodnoty pro jednotlivé kvadranty a v Tab. 3.3 jsou uvedeny p-hodnoty pro jednotlivé vrstvy. Z hodnot vyplývá, že na 5% hladině významnosti existuje statisticky významný rozdíl alespoň mezi dvěma testovanými skupinami pro všechny vybrané ROI. Pro určení mezi jakými skupinami

existuje statisticky významný rozdíl, bylo provedeno mnohonásobné porovnání. Z výsledků mnohonásobného porovnání pro jednotlivé kvadranty uvedených v Tab. 3.2 je zřejmé, že je statisticky významný rozdíl napříč všemi testovanými skupinami. Z výsledků mnohonásobného porovnání pro jednotlivé vrstvy uvedených v Tab. 3.4 je zřejmé, že existuje statisticky významný rozdíl mezi všemi testovanými skupinami kromě čtyř párů porovnávaných skupin, které jsou dále popsány. Pro první vrstvu není statisticky významný rozdíl u měření bez vodivého spojení a měření s vodivým spojením 1. a 2. elektrody. Dále není statisticky významný rozdíl ve 3. vrstvě u měření bez vodivého spojení a měření s vodivým spojením mezi 1. až 8. elektrodou. U čtvrté vrstvy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi měření bez vodivého spojení a měření s vodivým spojením mezi 1. a 2. elektrodou a dále u měření s vodivým spojením mezi 1. a 2. elektrodou a měření s vodivým spojením mezi 1. až 16. elektrodou.

Z výše uvedených výsledků je možné (kromě čtyř výše uvedených statisticky nevýznamných výsledků) tvrdit, že aplikace elektrodového gelu má statisticky významný vliv na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku. Statisticky nevýznamný rozdíl byl zjištěn především u porovnávání výsledků měření bez vodivého spojení a měření s vodivým spojením 1. a 2. elektrody. U porovnání těchto dvou typů bylo předpokládáno, že ovlivnění obrazu bude v tomto případě nejmenší, jelikož bylo vytvořeno vodivého spojení pouze dvou elektrod. Z toho důvodu, je možné tvrdit, že vodivé spojení pouze dvou elektrod, nemusí mít ve všech případech vliv na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku.

Vzhledem k výše popsaným výsledkům prvního experimentu, je nutné věnovat pozornost jakým způsobem a v jakém množství je elektrodový gel na elektrodový pás aplikován. Aplikace elektrodového gelu na elektrodový pás by měla probíhat tak, aby nedošlo ke vzniku vodivého spojení sousedních elektrod. Pokud dojde k vodivému spojení mezi jednotlivými elektrodami je pravděpodobné, že dojde k ovlivnění výsledného obrazu rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku.

Z grafů pořízených v druhém experimentu zjišťující vliv nastavení přístroje PulmoVista na šíři tomografické roviny bylo zjištěno, že závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od roviny elektrodového pásu má exponenciální průběh. Z grafu na Obr. 3.17 je patrné, že průběh změny impedance nad pásem a pod pásem je podle roviny elektrodového pásu symetrický.

Na základě tohoto zjištění byl vliv nastavení přístroje zkoumán pouze v horní části tomografické roviny od elektrodového pásu. Vliv byl zjišťován pro 6 možností nastavení operačního kmitočtu od 80 kHz do 130 kHz s krokem po 10 kHz. Závislosti globální impedance na vzdálenosti tyče od roviny pásu pro jednotlivé nastavení operačního kmitočtu jsou uvedeny na Obr. 3. 18 až Obr. 3. 23. Pro porovnání jednotlivých závislostí byl pro každý typ nastavení dle vzorce (3.1) útlumový koeficient dané exponenciální závislosti. Tyto útlumové koeficienty jsou uvedeny v Tab. 3.5. Z koeficientů v tabulce je patrné, že s rostoucí hodnotou operačního kmitočtu přístroje se rychleji zmenšuje hodnota globální impedance v závislosti na vzdálenosti tyče od roviny elektrodového pásu. Dále je možné výsledky formulovat v následující podobě: jak velké vzdálenost tyče od roviny elektrodového pásu způsobí pokles globální impedance na polovinu. Pro 80 kHz se jednalo o vzdálenost 3,49 cm, pro 90 kHz se jednalo o vzdálenost 3,45 cm, pro 100 kHz se jednalo o vzdálenost 3,39 cm, pro 110 kHz se jednalo o vzdálenost 3,34 cm, pro 120 kHz se jednalo o vzdálenost 3,30 cm a pro 130 kHz jen o vzdálenost 2,99 cm. Rozdíl mezi nejnižším a nejvyšším kmitočtem je tedy 0,5 cm. Mezi nejmenším (80 kHz) a největším (130 kHz) nastaveným operačním kmitočtem přístroje PulmoVista 500 vzniká 14,33% rozdíl v šířce tomografické roviny, ve které dojde k 50% snížení naměřené globální impedance.

Z výše uvedených výsledků útlumových koeficientů je patrné, že rozdílné nastavení operačního kmitočtu má vliv na šíři tomografické roviny. Vzhledem k těmto skutečnostem je nutné, aby pro opakovaná měření bylo nastavení operačního kmitočtu na přístroji PulmoVista500 pro každé měření stejné. Pokud by jednotlivá měření probíhala pro různá nastavení operačního kmitočtu, je důvodné předpokládat, že dojde k ovlivnění šíře tomografické roviny a tudíž k teoretickému ovlivnění výsledků celého měření. V nastavení přístroje, i po jeho vypnutí zůstává nastavení operačního kmitočtu z posledního měření. Před samotným měřením by tedy pracovník obsluhující přístroj měl vždy zkontrolovat nastavení operačního kmitočtu. Vzhledem k tomu, že přístroje jsou většinou používány v nemocnicích, kde přístroje obsluhují různí zaměstnanci, kteří mohou nastavení operačního kmitočtu kdykoliv změnit.

4 Závěr

Cílem této práce bylo navržení a vytvoření fantomu hrudníku pro EIT. Při hledání nejvhodnějšího postupu výroby fantomu bylo zjištěno, že EIT fantom hrudníku z materiálu imitujícího tkáň zkoumaného v první části práce nejsme v podmínkách našich laboratoří schopni vyrobit. Důvodem byla neschopnost zajistit homogenitu a vhodnou vodivost výsledné směs v použitém velkém objemu materiálu.

Na vnější stěnu fantomu byly provrtáním připevněny šrouby nahrazující elektrody. Jako vnitřní prostředí fantomu byl zvolen fyziologický roztok. Pro zabezpečení konstantně měnící se změny impedance byla vytvořena umělá plíce umístěná do fantomu. Pomocí měření na vyrobeném fantomu bylo zjištěno, že aplikace elektrodového gelu pod větší množství elektrod (8) má statisticky významný vliv na výsledný obraz rozložení bioimpedance v tomografické rovině hrudníku. Pomocí dalšího experimentu bylo zjištěno, že mezi nejmenším (80 kHz) a největším (130 kHz) nastaveným operačním kmitočtem přístroje PulmoVista 500 vzniká 14,33% rozdíl v šířce tomografické roviny, ve které dojde k 50% snížení naměřené globální impedance.

Seznam použité literatury

- [1] DANEŠ J, TROKHAHOVA, P, STEYEROVÁ P, CAMPBELL, J.: *Elektrická impedanční tomografie (EIT) – praktické využití*. 7. celostátní konference o nemocech prsu Chyby, omyly a nové trendy v senologii, 18. 3. 2006; abstrakt.
- [2] LEONHARDT, S., LACHMANN, B.: *Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?*. Intensive Care Medicine. 2012, col. 38, issue 12, pp. 1917 - 1929
- [3] MCDERMOTT, Barry, Brian MCGINLEY, Katarzyna KRUKIEWICZ, Brendan DIVILLY, Marggie JONES, Manus BIGGS, Martin O'HALLORAN a Emily PORTER. *Stable tissue-mimicking materials and an anatomically realistic, adjustable head phantom for electrical impedance tomography*. Biomedical Physics & Engineering Express[online]. 2018, 4(1) [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1088/2057-1976/aa922d. ISSN 2057-1976. Dostupné z:
<http://stacks.iop.org/2057-1976/4/i=1/a=015003?key=crossref.5a638d936a7418d4d3f2a8c9b86e583b>
- [4] DRÄGER MEDICAL GMHB. PulmoVista 500, *Elektrický impedanční tomograf návod k použití*, 2. vydání, Lübeck, Německo, 2010, 134 s.
- [5] GRÜNES, Richard, ROUBÍK, Karel.: *Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči*, Lékař a technika: biomedicínské inženýrství a informatika. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČSR, 2008, č. 38, s. 42-47.
- [6] BUZKOVÁ, K.: *Vliv velikosti elektrodového pásu na přesnost vyhodnocování regionální ventilace pomocí elektrické impedanční tomografie*, Diplomová práce. ČVUT FBMI, 2015.
- [7] ALBRECHTOVÁ, D.: *Vliv aplikace elektrodového gelu mezi pokožku pacienta a elektrodový pás na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku*, Bakalářská práce. ČVUT FBMI, 2017.
- [8] SAUEROVÁ, K.: *Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu.*, Bakalářská práce. ČVUT FBMI, 2017.
- [9] MASOPUSTOVÁ, M. *Vliv tomografické roviny na vyšetření elektrickou impedanční tomografií u mužů a žen*. Vedoucí práce K. Roubík. ČVUT FBMI, 2014.
- [10] SOBOTA, Vladimír.: *Využití systému elektrické impedanční tomografie pro sledování změn vodní bilance*, Bakalářská práce, Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, Katedra biomedicínské techniky, 2013.

- [11] *PulmoVista 500. Draeger*. [online]. 19. 4. 2017 [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: http://www.draeger.com/sites/cs_cz/Pages/Hospital/PulmoVista-500.aspx
- [12] BUZKOVÁ, Kristýna, ROUBÍK, Karel.: *The Effect of Electrode Belt Size Selection upon Evaluation of the Distribution of Ventilation Using Electrical Impedance Tomography*, Dep. of Biomedical Technology, Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University in Prague, 2015.
- [13] HOLDER, David S.: *Electrical impedance tomography: methods, history, and applications*. Philadelphia: Institute of Physics Pub., 2005, xiii, 456 p. ISBN 07-503-0952-0.
- [14] GRIFFITHS, H. *A phantom for electrical impedance tomography. Clinical Physics and Physiological Measurement* [online]. 1988, 9(4A), 15-20 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1088/0143-0815/9/4A/003. ISSN 0143-0815. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0143-0815/9/i=4A/a=003?key=crossref.fc879a15682580fbc35c811f44cc6d90>
- [15] GRIFFITHS, H. *A Cole phantom for EIT. Physiological Measurement* [online]. 1995, 16(3A), A29-A38 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1088/0967-3334/16/3A/003. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/16/i=3A/a=003?key=crossref.29f04e8a656e2cc3937db1e569379edd>
- [16] SCHNEIDER, I. D., R. KLEFFEL, D. JENNINGS a A. J. COURTENAY. Design of an electrical impedance tomography phantom using active elements. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2000, **38**(4), 390-394 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1007/BF02345007. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02345007>
- [17] NAN LI, WEI WANG a HUI XU. Design of a novel digital phantom for EIT system calibration. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2011, 2011, s. 4800-4803 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091189. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6091189/>
- [18] ZARAFSHANI, A., T. QURESHI, T. BACH, C.R. CHATWIN a M. SOLEIMANI. A 3D multi-frequency response electrical mesh phantom for validation of the planar structure EIT system performance. In: *2016 IEEE International Conference on Electro Information Technology (EIT)* [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 0600-0604 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/EIT.2016.7535306. ISBN 978-1-4673-9985-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7535306/>

- [19] GAGNON, H, M COUSINEAU, A ADLER a A E HARTINGER. A Resistive Mesh Phantom for Assessing the Performance of EIT Systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2010, **57**(9), 2257-2266 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/TBME.2010.2052618. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5484652/>
- [20] BERA, Tushar Kanti a J. NAGARAJU. A Simple instrumentation calibration technique for Electrical Impedance Tomography (EIT) using a 16-electrode phantom. In: *2009 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering* [online]. IEEE, 2009, 2009, s. 347-352 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/COASE.2009.5234117. ISBN 978-1-4244-4578-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5234117/>
- [21] QIAO, Guofeng, Wei WANG, Li. WANG, Yi. HE, B. BRAMER a M. AL-AKAIDI. Investigation of biological phantom for 2D and 3D breast EIT images. SCHARFETTER, Hermann a Robert MERWA, ed. *13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007, s. 328-331 [cit. 2019-05-15]. IFMBE Proceedings. DOI: 10.1007/978-3-540-73841-1_86. ISBN 978-3-540-73840-4. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-73841-1_86
- [22] TZU-JEN KAO, G.J. SAULNIER, D. ISAACSON, T.L. SZABO a J.C. NEWELL. A Versatile High-Permittivity Phantom for EIT. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2008, **55**(11), 2601-2607 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/TBME.2008.2001287. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4547475/>
- [23] BERA, Tushar Kanti a J. NAGARAJU. A Chicken Tissue Phantom for Studying an Electrical Impedance Tomography (EIT) System Suitable for Clinical Imaging. *Sensing and Imaging: An International Journal*[online]. 2011, **12**(3-4), 95-116 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1007/s11220-011-0063-4. ISSN 1557-2064. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11220-011-0063-4>
- [24] DUNNE, Eoghan, Brian MCGINLEY, Martin O'HALLORAN a Emily PORTER. A realistic pelvic phantom for electrical impedance measurement. *Physiological Measurement* [online]. 2018, **39**(3) [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1088/1361-6579/aaa3c0. ISSN 1361-6579. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/39/i=3/a=034001?key=crossref.162ac867e48d33e22518ccab1cab497a>

- [25] MCDERMOTT, Barry, Brian MCGINLEY, Katarzyna KRUKIEWICZ, Brendan DIVILLY, Marggie JONES, Manus BIGGS, Martin O'HALLORAN a Emily PORTER. Stable tissue-mimicking materials and an anatomically realistic, adjustable head phantom for electrical impedance tomography. *Biomedical Physics & Engineering Express*[online]. 2018, **4**(1) [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1088/2057-1976/aa922d. ISSN 2057-1976. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/2057-1976/4/i=1/a=015003?key=crossref.5a638d936a7418d4d3f2a8c9b86e583b>
- [26] GARRETT, John a Elise FEAR. A New Breast Phantom With a Durable Skin Layer for Microwave Breast Imaging. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2015, **63**(4), 1693-1700 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/TAP.2015.2393854. ISSN 0018-926X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7014232/>
- [27] GARRETT, John a Elise FEAR. Stable and Flexible Materials to Mimic the Dielectric Properties of Human Soft Tissues. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, 13, 599-602 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1109/LAWP.2014.2312925. ISSN 1536-1225. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6776395/>
- [28] POKORNÝ, T.: *Detekce cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného zobrazovacího systému a SVM*. Diplomová práce. ČVUT FBMI, 2018.
- [29] Wikiskripta. https://www.wikiskripta.eu/w/Fyziologick%C3%BD_roztok [online]. [cit. 2019-05-15].

Příloha A: Obsah přiloženého CD

- Diplomová práce.pdf
- Zadání diplomové práce_strana1.jpg
- Zadání diplomové práce_strana1.jpg
- Abstrakt.pdf
- Abstract.pdf
- Klíčová slova.pdf
- Key words.pdf