



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na
záznam elektrické impedanční tomografie
hrudníku**

**The effect of calibration and frame rate on
electrical impedance chest record**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: David Šlajferčík

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Kristýna Koldová

Kladno 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

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

Student: **David Šlajferčik**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické
impedanční tomografie hrudníku**
Téma anglicky: The effect of calibration and frame rate on electrical impedance chest record


Zásady pro vypracování:


Na skupině zdravých dobrovolníků realizujte studii porovnávací EIT záznamy pořízené s pěti různými hodnotami této frekvence (10, 20, 30, 40, 50 Hz). Analyzujte vliv nastavených hodnot obnovovacího (snímkovacího) kmitočtu na EIT obraz. Výsledky statisticky vyhodnoťte.

Seznam odborné literatury:

- [1] Steffen Leonhardt, Burkhard Lachmann, Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?, Intensive Care Medicine, ročník 12, číslo 38, 2012
- [2] Richard Grünes, Karel Roubík, Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči, Lékař a technika, ročník 38, číslo 1, 2008

Zadání platné do: 20.09.2019
Vedoucí: Ing. Kristýna Buzková
Konzultant: Ing. Václav Ort


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: **Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku** vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně dne 7. 5. 2018

.....

David Šlajferčík

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucí své práce, Ing. Kristýně Koldové, za čas a úsilí, které věnovala vedení této bakalářské práce. Rád bych poděkoval Ing. Václavu Ortovi za konzultace ke statistickému zpracování práce. Děkuji také všem dobrovolníkům, kteří se zúčastnili měření ve svém volném čase. Velké poděkování patří také mé rodině, která mi umožnila studovat a podporovala mě po celou dobu mého studia.

ABSTRAKT

Název bakalářské práce:

Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku

Abstrakt:

Elektrická impedanční tomografie je neinvazivní metoda, která zaznamenává změny impedance tkáně v tomografické rovině a využívá se převážně k monitoraci ventilace pacienta. Cílem této práce bylo analyzovat vliv nastavené obnovovací frekvence a provádění, respektive neprovádění nové kalibrace při zachování stejných podmínek měření. K analýze bylo proměřeno 10 zdravých probandů mužského pohlaví s nastavením obnovovací frekvence 10, 20, 30, 40 a 50 Hz a následně se provedlo kalibrované a nekalibrované měření. Měření probíhalo v poloze vleže na zádech za spontánního dýchání měřených subjektů. Při analýze obnovovací frekvence se porovnávala data vůči referenčně zvoleným 30 a 50 Hz pomocí párového T-testu. Stejným testem se porovnávala data z kalibrovaného a nekalibrovaného záznamu. Výsledkem této práce je, že vliv obnovovací frekvence a kalibrace je na hladině významnosti 5 % zanedbatelný, protože výsledné záznamy se neliší.

Klíčová slova

elektrická impedanční tomografie, EIT, kalibrace, obnovovací frekvence

ABSTRACT

The title of the bachelor thesis:

The effect of calibration and frame rate on electrical impedance chest record

Electrical impedance tomography is a non-invasive method that records changes in tissue impedance at the tomographic level and is mainly used to monitor patient ventilation. The aim of this work was to analyze the effect of the set refresh rate and how calibration affects final record. Ten healthy male probands were measured with refresh rates 10, 20, 30, 40 and 50 Hz for analysis, followed by calibrated and uncalibrated measurements. The volunteers were breathing spontaneously and they were lying on their backs. In the refresh rate analysis, data with the references 30 and 50 Hz were compared with others using a paired T-test. The same test compared data from a calibrated and uncalibrated records. The result of this work is that the effect of refresh rate and calibration is negligible at the significance level of 5% because the resulting records are not different.

Keywords

electrical impedance tomography, EIT, calibration, refresh rate

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	10
1.1 Obecný princip metody	11
1.1.1 Specifikace přístroje PulmoVista 500	13
1.2 Cíle práce.....	14
2 Metody	16
2.1 Schválení experimentu etickou komisí	16
2.1.1 Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení.....	16
2.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření a údajů o probandech.....	17
2.3 Vstupní vyšetření probanda.....	18
2.4 Charakteristika skupiny dobrovolníků	19
2.5 EIT měření.....	20
2.6 Přehled dechových objemů probandů	22
2.7 Zpracování a analýza naměřených dat	23
2.7.1 Analýza vlivu nastavené obnovovací frekvence	24
2.7.2 Analýza vlivu kalibrace	25
2.8 Závislost velikosti *.eit souboru na obnovovací frekvenci	25
3 Výsledky	26
3.1 Vliv obnovovacího kmitočtu	26
3.2 Vliv provádění kalibrace	28
3.3 Závislost obnovovací frekvence a velikosti záznamu	28
3.4 Impedanční křivky.....	29
3.5 Průměrné EIT snímky	30
4 Diskuse	33
5 Závěr	35
Seznam použité literatury	36
Příloha 1: Dokumenty k schválení experimentu od etické komise	38
Příloha 2: Dokumenty k měření	43
Příloha 3: Krabicové diagramy středních hodnot z měření k analýze obnovovací frekvence	51

Příloha 4: Obsah přiloženého CD.....	54
---	-----------

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
I	A	Proud
f	Hz	Frekvence
R	Ω	Odpor
C	F	Kapacita
U	V	Napětí

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
CT	Výpočetní tomografie (Computed tomography)
MRI	Magnetická rezonance (Magnetic resonance imaging)
EIT	Elektrická impedanční tomografie (Electrical impedance tomography)
ROI	Zájmová oblast (Region of interest)
FEV1	Usilovná vitální kapacita (Forced expiratory volume in 1 second)
VC	Vitální kapacita (Vital capacity)

1 Úvod

Elektrická impedanční tomografie je neinvazivní monitorovací metoda. Slouží k zobrazení elektrických vlastností biologických tkání. Metoda je schopna velice dobře zaznamenávat a kvantifikovat změny impedance tkáně. Tyto změny jsou nejvíce pozorovatelné při monitorování plic, kde následkem dechové činnosti dochází k znatelné změně impedance. S rostoucím objemem vzduchu a tekutin v zobrazované oblasti roste také impedance. Proto se využívá převážně při umělé plicní ventilaci pacienta ke kontrole stavu plic. [1, 2, 3, 4, 5]

Monitorování pacienta v oblasti plic touto alternativní metodou přináší v klinické praxi řadu výhod oproti klasickým zobrazovacím metodám (CT, MRI, rentgen). Velkou výhodou je možnost kontinuálního monitorování pacienta přímo na jeho lůžku bez nutnosti převozu na specializované oddělení. Další výhodou je neinvazivnost metody, a hlavně absence ionizujícího záření při využití EIT. Oproti klasickým zobrazovacím metodám je pořizovací cena EIT a jeho příslušenství daleko nižší. Zároveň náklady spojené s monitorováním pomocí elektrické impedanční tomografie jsou výrazně menší než při využití klasických metod. Dalším rozdílem u EIT je, že poskytuje pouze funkční zobrazení a klasické metody zobrazení anatomické. [1, 3, 4, 6, 7]

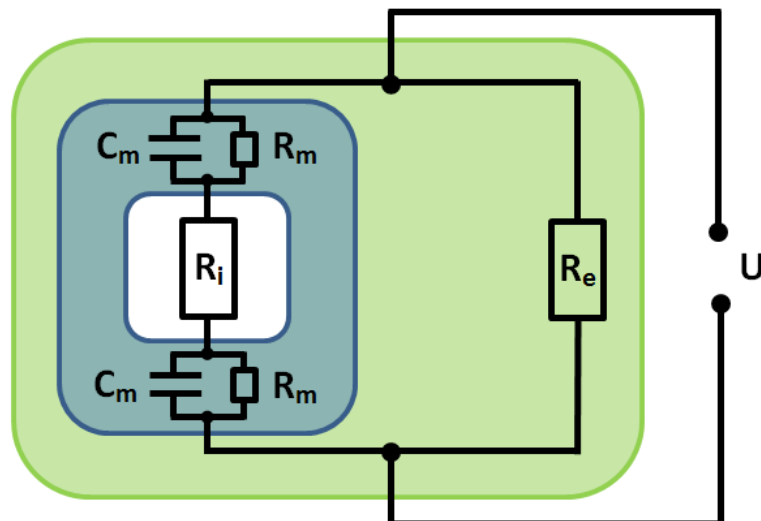
Mezi nevýhody patří nižší rozlišovací schopnost závislá na množství elektrod na elektrodovém pásu a nutnost umístit elektrodový pás na předem určenou lokalitu výrobcem. Nižší rozlišovací schopnost je také způsobena tím, že lidské tělo není homogenní vodič, a z tohoto důvodu se proudy šíří různými směry. Další nevýhodou je, že při pohybu pacienta snadno dojde ke ztrátě kontaktu mezi elektrodou a pokožkou. Následkem této ztráty kontaktu se měření přeruší a po úpravě pásu je nutno zahájit nové měření. Tato metoda byla vynalezena před 30 lety, ale do klinické praxe byla zařazena teprve nedávno a její využití nebylo ještě přesně specifikováno. [1, 4, 7, 8, 9]

Cílem této práce je blíže prostudovat vliv provádění, resp. neprovádění dalších kalibrací po prvotním kalibrovaném záznamu. Dalším úkolem této práce je přiblížit, jak se statisticky liší záznamy pořízené s nastavením různých obnovovacích kmitočtů (10, 20, 30, 40 a 50 Hz). Výrobce přístroje Dräger Medical v manuálu k přístroji uvádí, že k monitorování změn impedance v oblasti plic se mají využívat frekvence do 30 Hz a vyšší frekvence doporučuje využívat zejména k monitorování změn impedance vlivem srdeční činnosti [9].

1.1 Obecný princip metody

Elektrická impedanční tomografie se využívá k zobrazování konduktivity tkání. Konduktivita představuje schopnost prostředí vést elektrický proud a lze ji vyjádřit jako převrácenou hodnotu rezistivity prostředí. U lidského těla se jedná konduktivitu jednotlivých tkání v zobrazované tomografické rovině. [1]

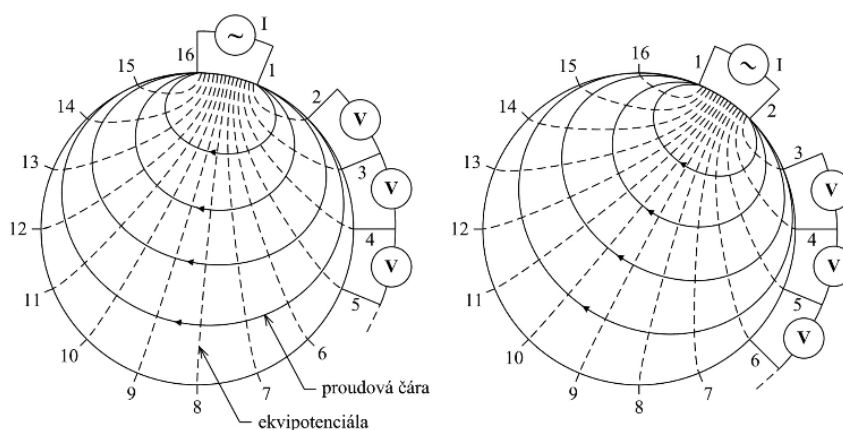
K měření se využívají elektrody, které jsou umístěné po celém obvodu měřené lokality. Elektrodami je přiveden známý střídavý proud se sinusovým tvarem obvykle v rozsahu 0,1 mA až 1 mA a s frekvencí v řadech kHz (10 kHz až 1 MHz). Proud je tkání šířen pomocí iontů obsažených v tekutinách. Jedná se tedy o vodič druhého typu. Proud prostupuje tkání, která není homogenní. Z toho vyplývá, že proud se tkání nešíří lineárně, ale všemi směry. Proto je výsledný obraz neostrý a není vhodný k určování morfologie měřeného objektu. Měřená tkáň je složena z buněk a mezibuněčné tekutiny. Tuto kombinaci lze převést na elektrický obvod, se kterým už jsme schopni počítat. Složení extracelulární tekutiny a intracelulární tekutiny je velmi podobné a jsou od sebe odděleny plazmatickou membránou. Proto si lze představit membránu jako kondenzátor, který mění kapacitní vlastnosti podle procházející frekvence v tkání. Celkový odpor tkáně je dán jako součet frekvenčně závislého odporu membrán a frekvenčně nezávislého odporu extracelulárních a intracelulárních tekutin. Tkáň, kterou prochází proud, si lze představit jako elektrický obvod na obrázku 1. 1., kde R_e je odpor extracelulární tekutiny, R_i je odpor intracelulární tekutiny, C_m je kapacita membrány a R_m její odpor. Paralelní zapojení kondenzátoru a odporu, které představuje membránu, má při nulových anebo nízkých frekvencích velký odpor. Z toho plyne, že buňka se chová jako filtr typu horní propust. To je jeden z důvodů, proč se při EIT používá střídavý proud o vysokých frekvencích. Dalším důvodem je, že při stejnosměrném proudu nebo střídavém proudu o nízkých frekvencích vzniká na kontaktu mezi pokožkou a elektrodou polarizovaná oblast, která může způsobovat artefakty měření. Zároveň jsou tyto hodnoty proudu zvoleny proto, aby nedocházelo k poškození nebo dráždění tkáně. [1, 4, 8]



Obrázek 1. 1. Elektrický obvod představující tkáň. Fotografie: [4]

Přítomností střídavého proudu na elektrodách dochází k rozložení potenciálu po celém objemu hrudníku a hodnoty těchto potenciálů jsou závislé na elektrických vlastnostech tkáně. Elektrodami jsou následně měřeny povrchové napěťové profily tedy izopotenciální hladiny uvnitř objektu. Změnou elektrických vlastností tkáně dochází k jinému rozložení potenciálů, a tedy i k změně hodnot napětí na povrchu objektu. [1, 3, 9]

Ze získaného rozložení potenciálu na měřeném objektu se následně rekonstruuje výsledný obraz. Pro tuto rekonstrukci je třeba velké množství měření. Toho lze docílit dvěma způsoby. Prvním způsobem je postupné měření páru vysílacích elektrod a snímání potenciálu mezi zbylými párovými elektrodami. Znázorněno na obrázku 1. 2, kde ekvipotenciála znázorňuje stejné hladiny napětí a proudová čára znázorňuje směr šíření proudů. Ekvipotenciální hladiny jsou vždy kolmé na směr šíření proudů. Druhým způsobem je zachování jednoho páru jako vysílacích elektrod a kombinovat zbylé elektrody k měření potenciálu. Z naměřeného napětí se zjišťuje konduktivita prostředí. V tomto případě rezistivitu (převrácená hodnota konduktivity) představuje impedance tkáně, a to z důvodu využívání střídavých proudů. Výsledný obraz je zkonstruován využitím zpětné transformace do matice bodů pomocí výpočetních algoritmů. [1, 2, 3, 9]



Obrázek 1. 2 Způsob zjišťování hladin potenciálu na povrchu měřeného objektu. Fotografie: [1]

1.1.1 Specifikace přístroje PulmoVista 500

Konkrétně přístroj PulmoVista 500 od výrobce Dräger Medical, který je zobrazen na obrázku 1. 3, používá silikonové gumové pásy o pěti různých velikostech, na které se připojí 16 napevno spojených elektrod. Tento pás se umístí na pacienta kolem hrudníku v úrovni 4. až 6. mezižebří na úrovni medioklavikulární čáry a na pacienta se dále umístí elektroda referenční obvykle do oblasti břicha. Pro správné měření se elektrody umísťují tak, aby snímaly stejný tomografický řez v transverzálním směru. Kontakt elektrod s pokožkou musí být co největší, jinak není umožněno začít měření. Pro měřicí elektrody je nutný odpor menší než 300Ω a pro referenční elektrodu je stanoven maximální odpor 400Ω . Při spuštění měření se automaticky zahájí kalibrační proces, během kterého se zkontroluje, jestli je dostatečný kontakt mezi pokožkou a elektrodami alespoň u 15 z nich, tzv. 15-elektrodový režim. V případě tohoto režimu je umožněno měření, ale může dojít k snížení prostorového rozlišení v místě neaktivní elektrody. Dále se stanoví přenosové impedance mezi pokožkou a všemi elektrodami. Dojde k nastavení vhodného měřítka křivek a snímků na záznamu EIT. Pokud je provozní frekvence přístroje nastavena v režimu Auto, tak se při kalibraci optimalizuje frekvence pro vhodný průběh měření. V případě, kdy je provozní frekvence nastavena v režimu Manuál, probíhá měření s pevně nastavenou frekvencí z intervalu 80 až 130 kHz. Po proběhnutí kalibrace zobrazuje monitor PulmoVista 500 změny impedance zkoumané tkáně. Tyto hodnoty je možné zaznamenávat do paměti po stisknutí tlačítka Záznam a opětovným zmáčknutím se nahrávání přerušuje, ale změny impedancí jsou dále na monitoru zobrazovány. Při opětovném zmáčknutí tlačítka Záznam je možné provést další nahrávání. Takto spuštěný záznam probíhá bez provedení nové kalibrace.

Po ukončení záznamu je možné se dostat na úvodní plochu stisknutím klávesy Stand by. Pokud se obsluha rozhodne pro nové měření z úvodní plochy, tak musí stisknout tlačítko Start. Takto zahájené měření opět vyžaduje novou kalibraci, která trvá 30 sekund. [8, 9]



Obrázek 1. 3 Přístroj PulmoVista 500 od společnosti Dräger Fotografie: [10]

Obnovovací frekvence umožňuje nastavení 6 hodnot a to konkrétně 10, 15, 20, 30, 40 a 50 Hz. Zvolené nastavení ovlivňuje frekvenci, kterou jsou pořizovány dynamické snímky. Dynamický snímek zobrazuje kontinuálně relativní změny impedance jako sérii tomografií. Záznam má vysoké časové rozlišení a dovoluje tedy hodnotit ventilaci i při vysokých respiračních frekvencích. Například při dechové frekvenci 20 dechů za minutu a obnovovací frekvenci 20 Hz se generuje 60 obrazů pro každý dech. Dále výrobce upozorňuje, že zvýšením obnovovací frekvence se zvýší časové rozlišení, ale může se tímto zhoršit kvalita signálu. S rostoucí obnovovací frekvencí také roste velikost pořízených záznamů. [9]

1.2 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce bylo provést experiment na zdravých probandech za účelem bližšího prostudování vlivu kalibrace na výsledný záznam EIT hrudníku, protože není zcela zřejmé, jak se liší výsledky EIT s provedením a neprovedením kalibrace. Dalším cílem práce bylo porovnat EIT záznamy s nastavením pěti různých obnovovacích kmitočtů (10, 20, 30, 40 a 50 Hz) u zdravých dobrovolníků, protože opět není známo,

jak se takto odlišně pořízené záznamy liší. K těmto problematikám nebyly nalezeny žádné zdroje, které by se zabývaly touto oblastí.

2 Metody

V této kapitole jsou popsány veškeré metody a postupy, které byly využity k zhotovení této bakalářské práce. Všechna měření proběhla na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně.

2.1 Schválení experimentu etickou komisí

Vzhledem k tomu, že se jednalo o intervenční a prospektivní studii prováděnou na lidských subjektech, bylo třeba získat schválení od etické komise. Etické komisi byly na začátku března zaslány tři dokumenty a v průběhu tohoto měsíce byly schváleny. Konkrétně se jednalo o „Sylabus výzkumného projektu“, „Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení“ a „Žádost o projednání“. Všechny výše uvedené dokumenty jsou dostupné v Příloze 1.

2.1.1 Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení

Na samotném začátku dokumentu jsou uvedeni hlavní řešitel, spoluřešitel a jejich pracoviště pro řešení této bakalářské práce. Jedná se o požadovaný údaj ze strany etické komise, a to převážně z toho důvodu, aby bylo zřejmé, kdo všechno má přístup k osobním informacím dobrovolníků a datům z provedených měření.

V prvním odstavci je dobrovolník seznámen s názvem projektu a čím se tento výzkumný projekt zabývá. Dále je poukázáno, že se dle nalezené literatury nikdo vlivem provedení kalibrace a nastavením obnovovacího kmitočtu nezabýval, a jaké přínosy může mít závěr z této bakalářské práce.

Ve druhém odstavci je probandovi popsán průběh celého experimentu. Je seznámen s přístroji, které se budou v průběhu měření využívat, a jaké údaje budou od probanda vyžadovány. Konkrétně se jedná o tyto údaje: výška, hmotnost, celkové množství tuku, obvod hrudníku, věk, jméno, příjmení, místo bydliště, kontakt, rodné číslo a zdravotní aspekty. Mezi tyto zdravotní aspekty se řadí prodělané nemoci respirační soustavy, zda je, nebo byl proband kuřákem a jestli má nějaké aktivní implantáty. Dobrovolník se dočte, že podstoupí vyšetření na spirometru, ze kterého se získají následující údaje: FEV1, VC a Tiffeneauův index. V této části dokumentu je vysvětlena

naprostá bezpečnost v průběhu měření, protože se jedná o neinvazivní monitorovací metodu, která na hrudník probanda přivádí pomocí elektrodového pásu střídavý proud, který je v souladu s IEC 60601-1 [9].

V následujících odstavcích je proband seznámen s vylučovacími kritérii. Jedná se o výčet situací, kdy se přístroj PulmoVista 500 od německého výrobce Dräger Medical nesmí používat. V souvislosti s těmito vylučovacími kritérii je proband informován, že se měření může ukončit ze strany řešitelů, pokud se prokáže jedna z těchto situací: prokázané onemocnění respirační soustavy (CHOPN, astma a další). Dále je zde zmíněno, že jediným diskomfortem pro dobrovolníka je čas strávený na měření, a zopakována bezpečnost EIT přístroje s tím, že doposud nebyly zjištěny žádné vedlejší účinky spojené s používáním tohoto přístroje. Pokud by i přes tato fakta nastalo poškození probanda, ponese náklady s tím spojené ČVUT FBMI. Důležitým bodem je, že z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o zdravotním stavu probanda.

Poslední odstavce dokumentu se věnují legislativním záležitostem spojené s účastí na experimentu, a jakým způsobem bude naloženo s osobními údaji probandů. V závěru informovaného souhlasu proband prohlašuje a svým podpisem stvrzuje, že se seznámil se vším výše uvedeným, porozuměl tomu a že souhlasí s účastí ve studii. Dále prohlašuje, že nespĺňuje žádné vylučovací kritérium, které by znemožnilo jeho účast ve výzkumném projektu.

2.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření a údajů o probandech

K zachování standardizovaného průběhu měření u všech probandů byl vytvořen dokument „Protokol měření“. Podle tohoto dokumentu se postupovalo u každého probanda. Tímto se zamezilo vzniku hrubé chyby, která by mohla ovlivnit výsledky experimentu. V případě, že by nastala nějaká anomálie nebo došlo k pochybení ze strany řešitele, je v tomto dokumentu vyhrazené místo pro poznámky k měření.

Dalším dokumentem, který byl využíván v průběhu experimentů je „Karta probanda“. Do tohoto dokumentu byly zaznamenávány zjištěné či naměřené údaje o dobrovolnících.

Každému z probandů bylo přiděleno identifikační číslo tzv. ID probanda, které sloužilo k propojení „Protokolu měření“ a „Karty probanda“, aby se zamezilo

administrativní chybě, protože protokol měření neobsahuje žádné osobní údaje, z důvodu zamezení identifikace probanda třetími stranami z názvů pořízených fotografií a názvů měření. Dokumenty zmíněné v této kapitole jsou k nahlédnutí v Příloze 2.

2.3 Vstupní vyšetření probanda

Pro kompletní vyplnění karty probanda bylo potřeba provést vstupní vyšetření. Do karty probanda se zaznamenaly nejdříve osobní údaje probanda jako je jméno, příjmení, věk, místo bydliště, kontakt a rodné číslo. Následně byl proband dotázán na svou tělesnou výšku a po vysvlečení do spodního prádla se změřil obvod hrudníku v oblasti pátého mezižebří. Dále se dobrovolník postavil na osobní váhu Omron Carada Scan, která využívá 4 elektrody, kterými je přiveden střídavý proud o amplitudě 500 μA a o frekvenci 50 kHz [11]. Tento způsob bioimpedanční analýzy podkožního tuku je zcela bezpečný a celé měření trvalo okolo půl minuty. Tato váha poskytla další údaje do karty probanda, a to konkrétně hmotnost, BMI a množství tělesného tuku. Průběh měření na osobní váze je zobrazen na obrázku 2. 1.



Obrázek 2. 1: Měření probanda na osobní váze. Fotografie: autor.

Dále se provedlo spirometrické vyšetření. K tomuto vyšetření byl využit spirometr Geratherm Respiratory, který byl propojen se softwarem Blue Cherry, a před každým měřením byl přístroj zkalibrován. Před zahájením měření bylo nutné každému dobrovolníkovi vytvořit vlastní kartu, aby nedošlo k záměně dat mezi probandy. Následovala instruktáž probanda o průběhu měření se spirometrem. Poté, co byl průběh

měření zcela jistý, se na nos dobrovolníka umístil kolíček, aby nemohl dýchat nosem, a do úst si proband vložil spirometr. Obsluha spirometru spustila měření a četla instrukce ze softwaru Blue Cherry, jakým způsobem má měřená osoba dýchat. Z tohoto měření se zjistila hodnota usilovné vitální kapacity a usilovně vydechnutý objem za první vteřinu. Z těchto dvou hodnot byl následně vypočten Tiffenauův index. Měření se spirometrem je na obrázku 2. 2.



Obrázek 2. 2 Vyšetření probanda spirometrií. Fotografie: autor.

Poslední část vstupního vyšetření byla prováděna formou dotazování na zdravotní stav probanda. Zdali má nějaký aktivní implantát a jestli byl, nebo stále je proband kuřákem.

2.4 Charakteristika skupiny dobrovolníků

Všichni dobrovolníci byli z řad studentů FBMI a jednalo se pouze o probandy mužského pohlaví. Celkově se experimentu zúčastnilo 10 probandů bez zdravotních komplikací a žádný z probandů nebyl vyřazen ze studie. Přehled antropometrických charakteristik dobrovolníků je zaznamenán v tabulce 1. Data v této tabulce jsou prezentována jako aritmetický průměr \pm směrodatná odchylka.

Tabulka 1 Antropometrické charakteristiky probandů.

Věk	21,9 ± 1,0 roků
Výška	182,7 ± 6,1 cm
Hmotnost	87,6 ± 15,6 kg
BMI	26,2 ± 4,1 kg · m ⁻²
Tělesný tuk	23,1 ± 5,9 %
Tiffeneauův index	0,8 ± 0,1

2.5 EIT měření

Po provedení vstupní prohlídky se dle změřeného obvodu hrudníku zvolila vhodná velikost elektrodového pásu. Na výběr bylo ze čtyř velikostí, které dodává jako příslušenství výrobce Dräger Medical. Jednotlivé pásy jsou uvedeny v tabulce č. 2.

Tabulka 2 Elektrodové pásy od výrobce Dräger Medical.

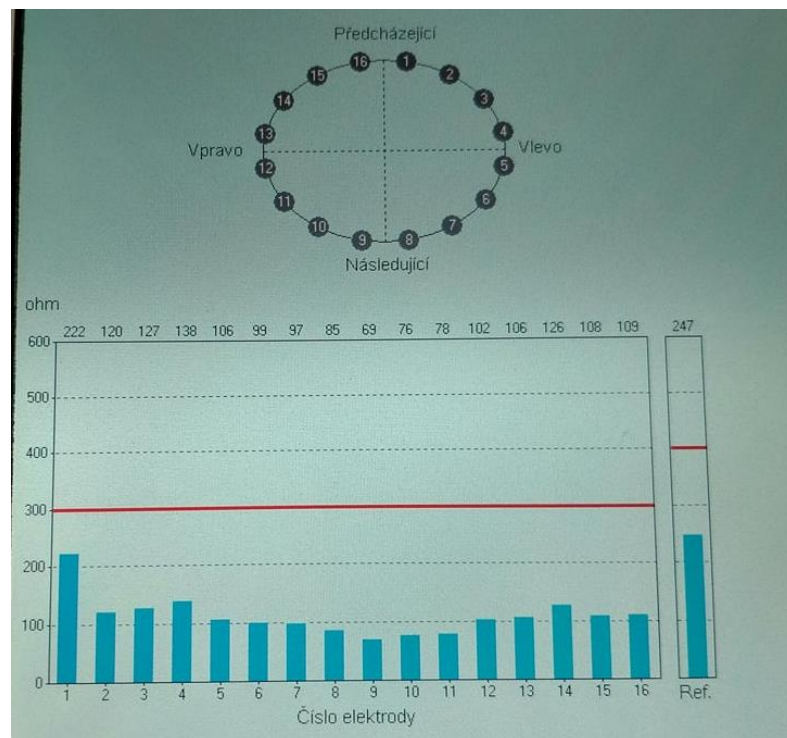
Obvod hrudníku	Velikost pásu	Barevné provedení pásu
70 – 85 cm	S	Světle modrá
80 – 96 cm	M	Tmavě modrá
92 – 110 cm	L	Červená
106 – 127 cm	XL	Šedá

Elektrodový pás se umístil do oblasti 5. mezižebří tím způsobem, že se nejdříve střed pásu umístil na záda probanda v oblasti páteře. V tento okamžik si pás přidržoval sám proband a zkontrolovalo se, zdali je pás ve stejné transversální rovině. Při vhodném umístění pásu dle pokynů výrobce byl tento pás zapnut na požadovanou velikost tak, aby bylo docíleno potřebného kontaktu mezi pokožkou a elektrodami, a zároveň, aby se proband cítil komfortně. Dále se umístila referenční elektroda na břicho a proband byl požádán, ať zaujme polohu vleže na zádech. Následně se elektrodový pás připojil pomocí kabelu k EIT a zkontrolovala se kvalita signálu. Umístění elektrodového pásu vleže na zádech je zobrazeno na obrázku 2. 3 a ukázka z kontroly kvality signálu je zobrazena na obrázku 2. 4. V případě, kdy byl kontakt nedostatečný, se lehce přitlačilo na elektrodový pás v místě špatného kontaktu. Pokud ani tento manévr nevyřešil problém

se špatným signálem, využil se EKG gel, který byl v malém množství aplikován na elektrodu, a provedl se o tom záznam do protokolu měření.



Obrázek 2. 3 Umístění elektrodového pásu v 5. mezižebří. Fotografie: autor.



Obrázek 2. 4 Kontrola kvality signálu EIT. Fotografie: autor.

Když byla kvalita signálu dostatečná, tak se na nos probanda umístil kolíček, který mu znemožňoval dýchat nosem, a do úst si sám proband vložil spirometr. Proband byl znovu poučen, ať se během experimentu pohybuje co nejméně, za účelem eliminace pohybových artefaktů. Po celou dobu experimentu proband dýchal spontánně. Všechna měření měla nastavenou provozní frekvenci v režimu Auto. Před každým měřením se zkalibroval EIT systém a provedlo se měření o délce tři minuty. Pro každou obnovovací frekvenci bylo provedeno 1 měření. Konkrétně se jedná o hodnoty 10, 20, 30, 40 a 50 Hz.

Za účelem analýzy vlivu provedení kalibrace se u každého probanda provedly 2 záznamy. Pokyny byly stejné jako v předešlých měřeních. Oba záznamy probíhaly při obnovovací frekvenci 50 Hz a provozní frekvenci byla nastavena v režimu Auto. První záznam byl proveden po kalibraci a druhý záznam se po krátké pauze nahrál bez nové kalibrace.

Po doměření byl dobrovolník odpojen od EIT systému a spirometru. Pokud se na pokožku aplikoval EKG gel, tak tento gel byl z pokožky oťřen. Následně byly všechny potřebné přístroje dezinfikovány a očištěny. Jako poslední bylo třeba uvést pracoviště do původního stavu. Tedy stáhnout si naměřená data na přenosný disk a přístroje vypnout a uklidit na přiřazené místo.

2.6 Přehled dechových objemů probandů

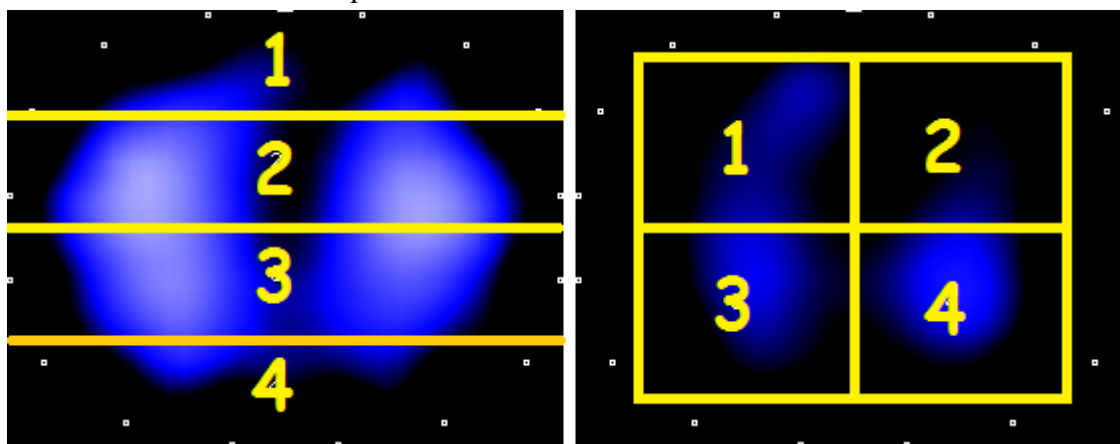
Všichni probandi dýchali spontánně. Tabulka 3 ukazuje průměrný dechový objem probandů a směrodatnou odchylku ze 7 absolvovaných měření na spirometru při současném záznamu pomocí EIT.

Tabulka 3 Dechové objemy probandů ze spirometrie. Dechové objemy v tabulce jsou uvedeny jako průměr \pm směrodatná odchylka.

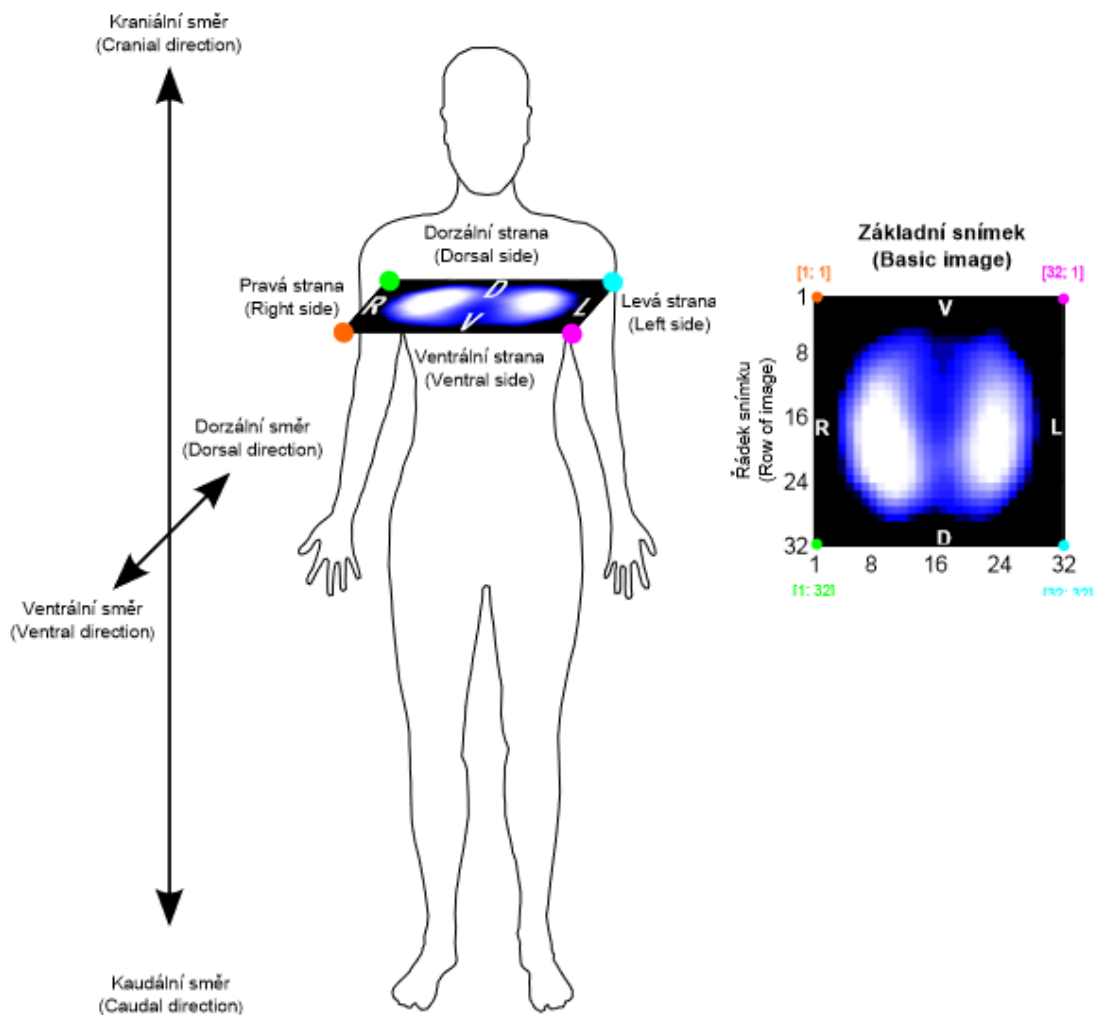
Proband	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	Dechový objem (l)
1	183	78,3	0,49 \pm 0,05
2	178	96,8	0,58 \pm 0,06
3	192	84,5	0,57 \pm 0,09
4	176	75,2	0,74 \pm 0,13
5	181	89	0,73 \pm 0,16
6	188	78,1	0,63 \pm 0,05
7	183	78,3	0,75 \pm 0,24
8	172	69,2	0,43 \pm 0,05
9	187	114,2	0,89 \pm 0,14
10	187	112,6	1,38 \pm 0,18

2.7 Zpracování a analýza naměřených dat

Od každého dobrovolníka bylo pořízeno sedm záznamů z EIT. Pět záznamů pro jednotlivé obnovovací kmitočty a dva záznamy za účelem analýzy vlivu kalibrace. Všechny záznamy byly o délce tři minuty a po skončení měření se uložily na flash disk ve formátu *.eit. Tyto záznamy byly přesunuty do osobního počítače a pomocí softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1, který dodává s přístrojem výrobce, se data nahrála a následně analyzovala. Jako první bylo nutné zkontrolovat, jestli není signál nějakým způsobem poškozen. Po kontrole signálu byl aplikován filtr dolní propust 50 Hz z důvodu odstranění nežádoucích artefaktů. Následně se obraz uložil ve formátu *.asc pro rozdělení ROI do kvadrantů o velikosti 12×12 pixelů a vrstev o velikosti 32×8 pixelů. Pro lepší představu je toto rozdělení do kvadrantů a vrstev zobrazeno na obrázku 2. 5. Stranové orientace a anatomické směry na člověku a monitoru jsou znázorněny na obrázku 2. 6. Z těchto souborů se následně našly procentuální hodnoty distribuce vzduchu v jednotlivých ROI. Jejich počet vždy odpovídá počtu nádechů v průběhu měření a rozložení těchto hodnot odpovídá normálnímu rozdělení. Pro každou ROI byl vypočten aritmetický průměr, který se zaznamenával do patřičných tabulek v editoru Excel k finálnímu statistickému zpracování.



Obrázek 2. 5 Vlevo je znázorněno rozdělení ROI do vrstev a vpravo je rozdělení obrazu do kvadrantů. Fotografie: [9] a upraveno autorem.



Obrázek 2. 6 Stranové a směrové orientace na člověku a monitoru PulmoVista 500. Fotografie: [7] a upraveno autorem.

2.7.1 Analýza vlivu nastavené obnovovací frekvence

Vzhledem k tomu, že jsou jednotlivá měření na sobě závislá, nebylo možné na tato data využívat anovu. Neparametrické testy, které umožňují více výběrové porovnání závislých měření, také nebyly vhodné, protože probandi dýchali spontánně a u takovýchto pořadových testů by nebylo možné kvantifikovat, zdali statisticky významný rozdíl je způsoben vlivem nastavené obnovovací frekvence, nebo rozdílné dechové činnosti. Z těchto důvodů se vzala jedna z obnovovacích frekvencí jako reference a zbylé frekvence se s ní porovnávaly pomocí párového T-testu v programu Excel. Jako první referenční frekvence byla zvolena hodnota 50 Hz, protože výrobce doporučuje 40 a 50 Hz k měření změn impedance u srdeční činnosti, ale někteří uživatelé i z řad fakultního ventilačního týmu monitorují plíce s tímto nastavením. Pro druhé porovnání byla zvolena

jako referenční hodnota frekvence 30 Hz, protože výrobce doporučuje využívat pro záznam změn impedancí vlivem dechové činnosti frekvence rovny nebo nižší 30 Hz a 30 Hz z nich má největší časové rozlišení. Před tímto porovnáním byla ještě testována data pomocí Shapirova-Wilksova testu, aby se potvrdilo normální rozdělení dat, které je podmínkou párového T-testu [12]. Tento test byl prováděn v programu Excel s nainstalovaným rozšířením XLSTAT. Výsledné p-hodnoty se zapsaly do tabulky a porovnávaly se na hladině významnosti 5 %.

2.7.2 Analýza vlivu kalibrace

Opět byla testovaná normalita dat, aby bylo možné využít párový T-test. Tento test byl aplikován na dva soubory dat. Konkrétně měření s kalibrací a bez kalibrace. Výsledné p-hodnoty se zapsaly do tabulky a porovnávaly se na hladině významnosti 5 %.

2.8 Závislost velikosti *.eit souboru na obnovovací frekvenci

Celkový počet snímků v *.eit souboru se vypočte dle experimentálně odvozeného vzorce (2.1).

$$V = t \cdot f \cdot k \quad (2.1)$$

kde V je velikost souboru, t je délka záznamu, f je nastavená obnovovací frekvence a k je experimentálně zjištěná konstanta 5,37 kB.

3 Výsledky

Všechna naměřená data, která se porovnávala pomocí párového T-testu, měla normální rozdělení. Tím byla splněna podmínka tohoto testu.

3.1 Vliv obnovovacího kmitočtu

Následující tabulka č. 4 zobrazuje jednotlivé p-hodnoty porovnávaných dat vůči referenčně zvoleným 50 Hz.

Tabulka 4 Přehled p-hodnot pro data k analýze vlivu obnovovací frekvence. Hodnoty s horním indexem * představují data, u kterých došlo k zamítnutí nulové hypotézy o rovnosti středních hodnot výběrů na hladině významnosti 5 %.

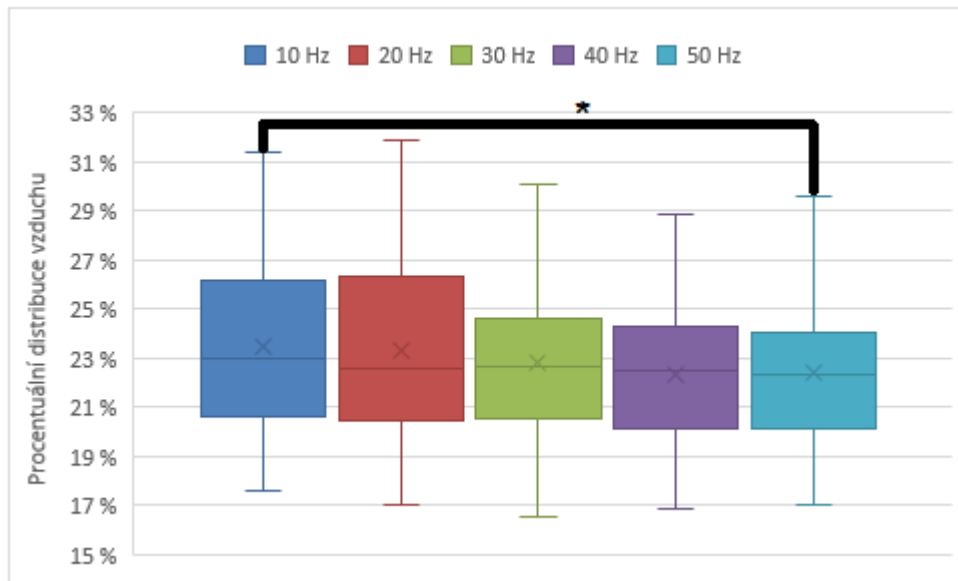
	ROI	10 vs. 50 Hz	20 vs. 50 Hz	30 vs. 50 Hz	40 vs. 50 Hz
Vrstvy	1	0,116	0,095	0,579	0,951
	2	0,855	0,607	0,433	0,744
	3	0,355	0,583	0,768	0,844
	4	0,101	0,062	0,437	0,267
Kvadranty	1	0,075	0,196	0,861	0,683
	2	0,036*	0,064	0,110	0,855
	3	0,531	0,570	0,347	0,999
	4	0,164	0,613	0,868	0,812

Následující tabulka č. 5 zobrazuje jednotlivé p-hodnoty porovnávaných dat vůči referenčně zvoleným 30 Hz.

Tabulka 5 Přehled p-hodnot pro data k analýze vlivu obnovovací frekvence.

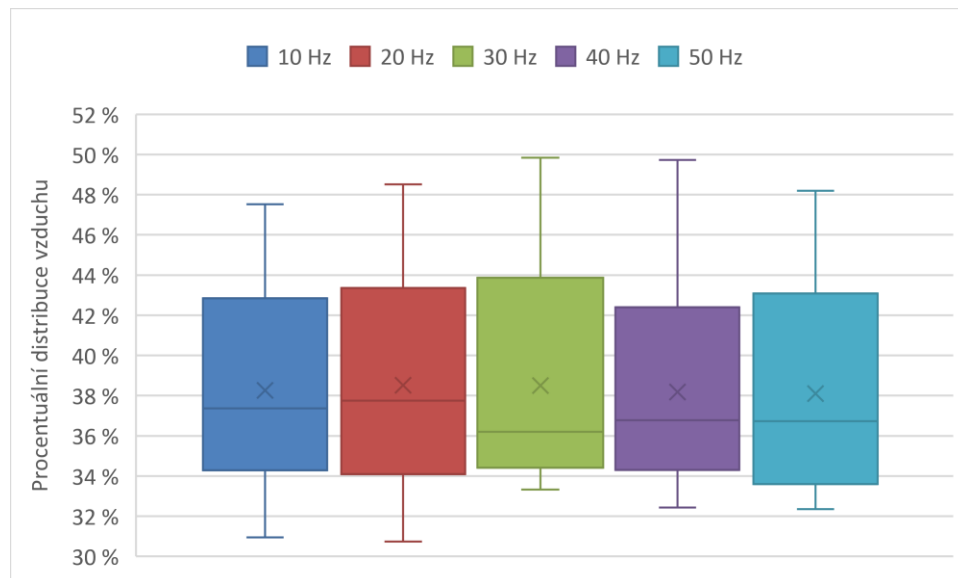
	ROI	10 vs. 30 Hz	20 vs. 30 Hz	40 vs. 30 Hz	50 vs. 30 Hz
Vrstvy	1	0,198	0,190	0,476	0,579
	2	0,693	0,961	0,488	0,433
	3	0,137	0,298	0,587	0,768
	4	0,090	0,051	0,699	0,437
Kvadranty	1	0,088	0,204	0,474	0,861
	2	0,097	0,151	0,065	0,111
	3	0,945	0,985	0,366	0,348
	4	0,171	0,611	0,672	0,868

Ukázka rozložení středních hodnot pro 2. ROI při rozdělení do kvadrantů krabicovým grafem ze softwaru Excel na obrázku 3. 1. Všechny krabicové grafy jsou v Příloze 3.



Obrázek 3. 1 Krabicový diagram středních hodnot pro 2. ROI při rozdělení do kvadrantů. Křížek v grafu představuje medián, vodorovná čára střední hodnotu a barevný box kvartilové rozpětí. Vousy grafu představují odlehlé hodnoty. Hvězdička zobrazuje výběry, mezi kterými byla zamítnuta nulová hypotéza na hladině významnosti 5 %.

Ukázka rozložení středních hodnot pro 2. ROI při rozdělení do vrstev krabicovým grafem ze softwaru Excel obrázku 3. 2.



Obrázek 3. 2 Krabicový diagram středních hodnot pro 2. ROI při rozdělení do vrstev. Křížek v grafu představuje medián, vodorovná čára střední hodnotu a barevný box kvartilové rozpětí. Vousy grafu představují odlehlé hodnoty.

3.2 Vliv provádění kalibrace

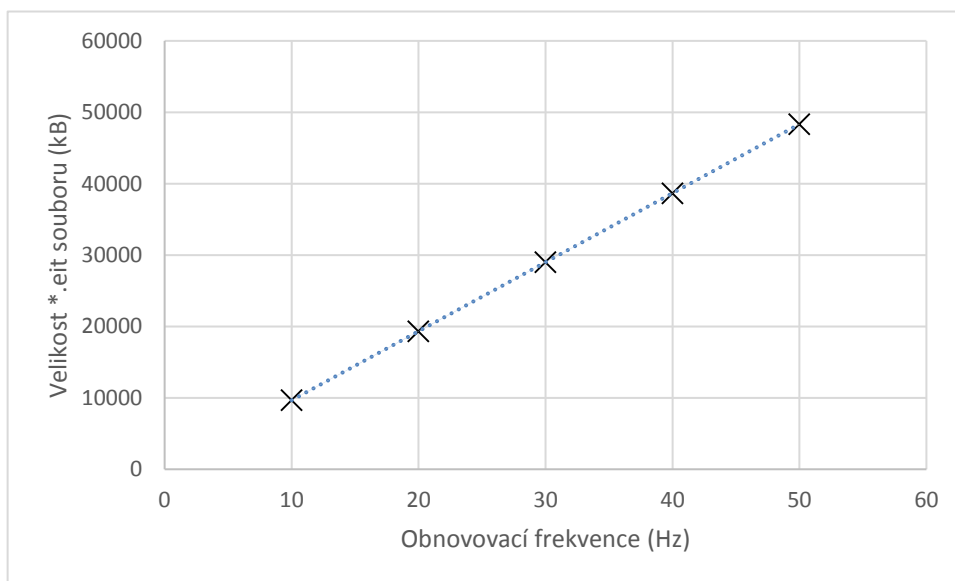
Tabulka č. 6 zobrazuje jednotlivé p-hodnoty při porovnání párovým T-testem mezi kalibrovaným a nekalibrovaným záznamem.

Tabulka 6 Přehled p-hodnot pro data k analýze vlivu kalibrace.

	ROI	Kalibrovaný vs. nekalibrovaný záznam
Vrstvy	1	0,899
	2	0,075
	3	0,060
	4	0,422
Kvadranty	1	0,459
	2	0,564
	3	0,083
	4	0,821

3.3 Závislost obnovovací frekvence a velikosti záznamu

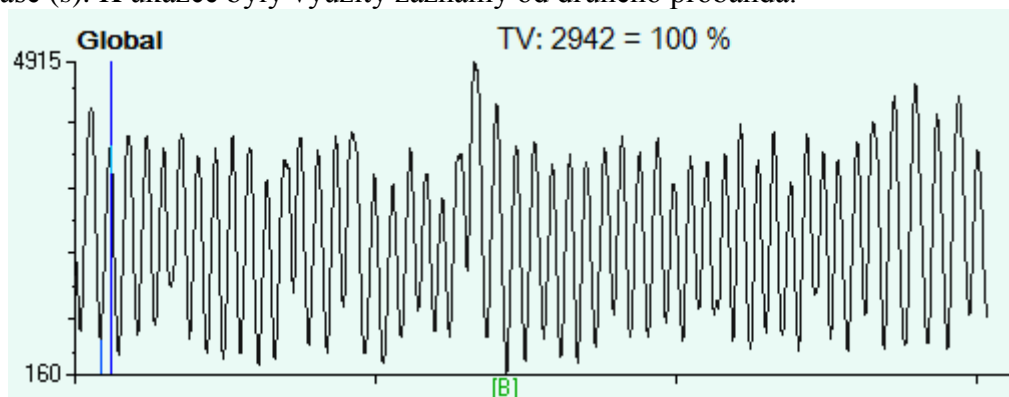
Všechna měření byla o délce tři minuty, proto i pro tento ukázkový výpočet byl zvolen konstantní čas 180 sekund pro všechny obnovovací frekvence. K výpočtu byl využit vztah (2.1). Výsledek je prezentován na obrázku 3. 3. Lze vidět, že velikost souboru roste lineárně se zvyšující se nastavenou obnovovací frekvencí.



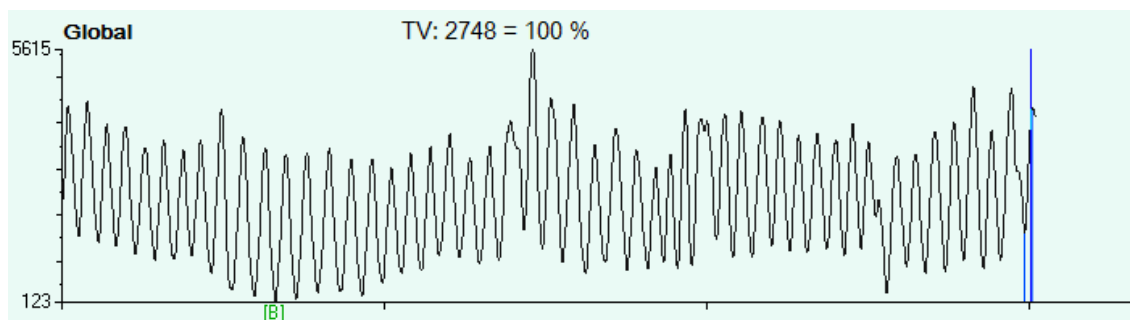
Obrázek 3. 3 Lineární závislost mezi nastavenou obnovovací frekvencí a velikostí souboru.

3.4 Impedanční křivky

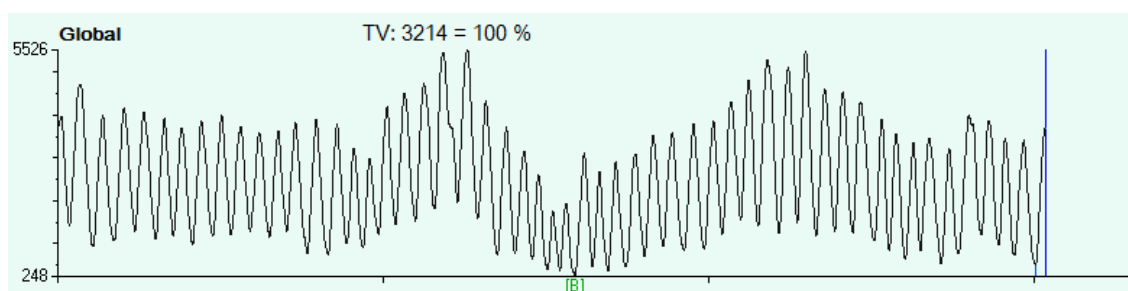
Následující obrázky 3. 4 až 3. 10 zobrazují variabilitu impedančních křivek způsobených spontánním dýcháním probandů. Grafy jsou vykresleny jako závislost impedance (Ω) na čase (s). K ukázce byly využity záznamy od druhého probanda.



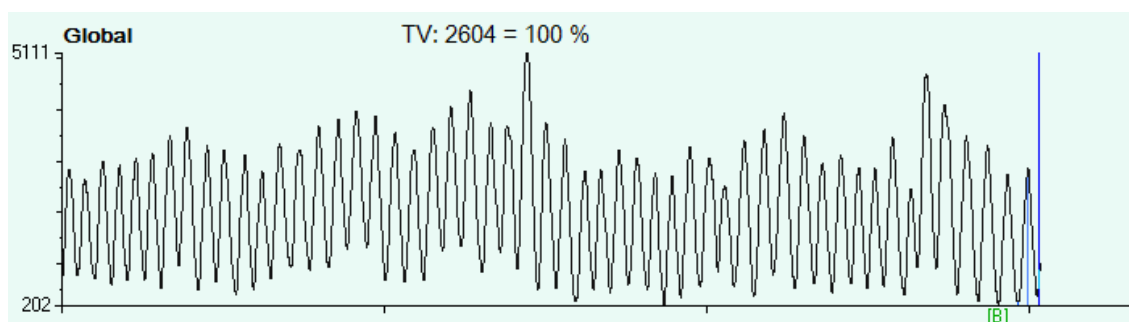
Obrázek 3. 4 Impedanční křivka z měření s obnovovací frekvencí 10 Hz.



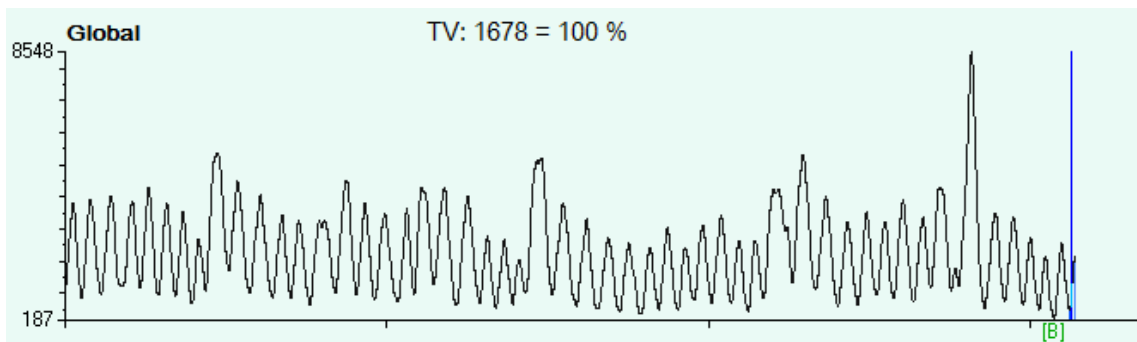
Obrázek 3. 5 Impedanční křivka z měření s obnovovací frekvencí 20 Hz.



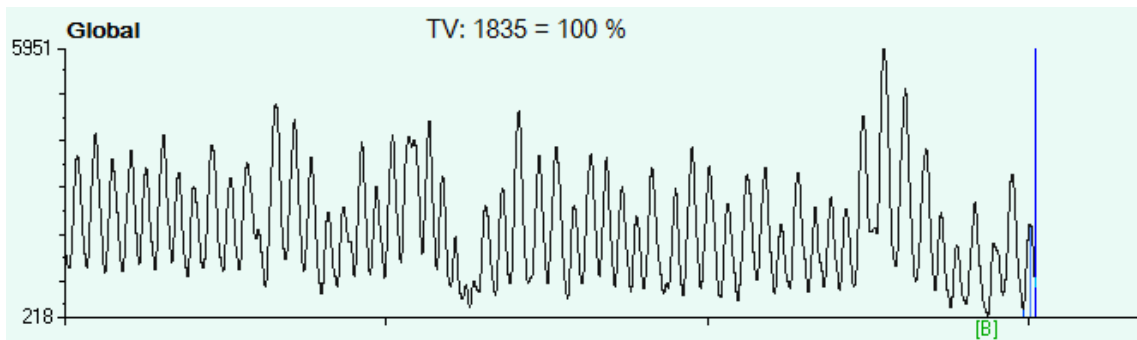
Obrázek 3. 6 Impedanční křivka z měření s obnovovací frekvencí 30 Hz.



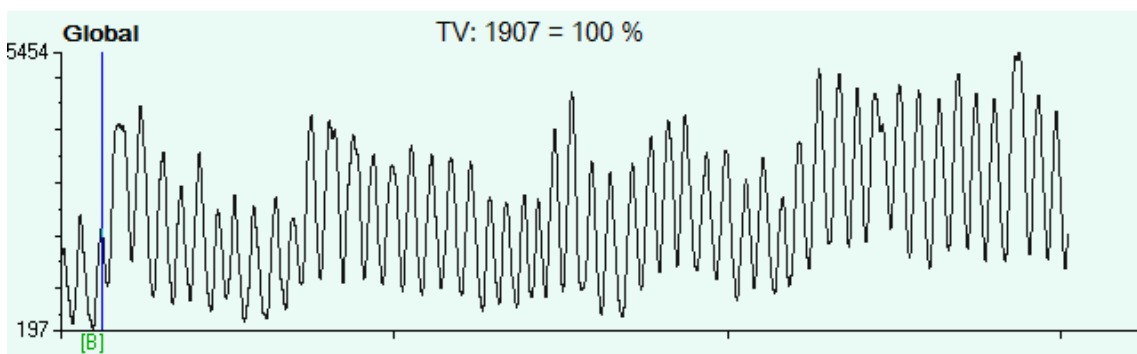
Obrázek 3. 7 Impedanční křivka z měření s obnovovací frekvencí 40 Hz.



Obrázek 3. 8 Impedanční křivka z měření s obnovovací frekvencí 50 Hz.



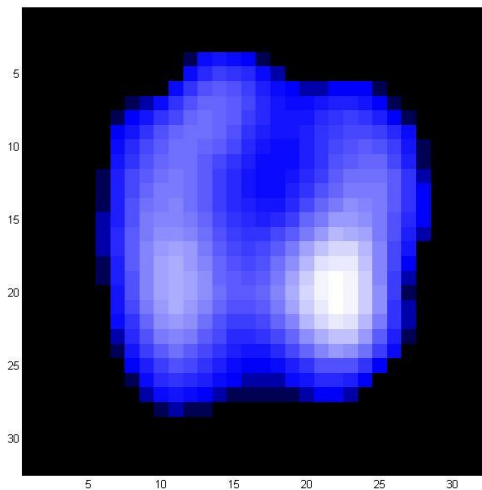
Obrázek 3. 9 Impedanční křivka z analýzy vlivu kalibrace – kalibrovaný záznam.



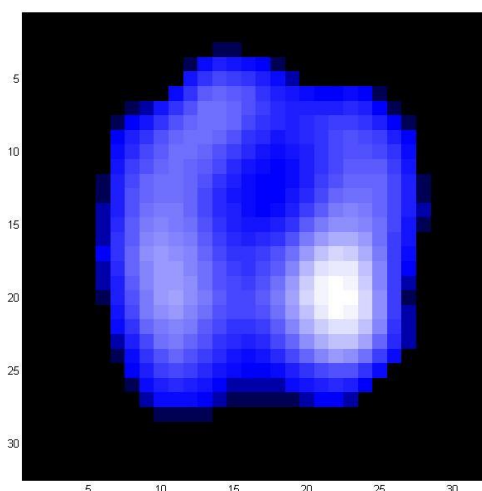
Obrázek 3. 10 Impedanční křivka z analýzy vlivu kalibrace – nekalibrovaný záznam.

3.5 Průměrné EIT snímky

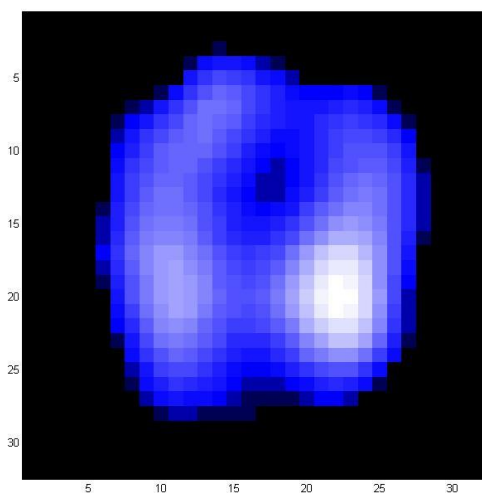
V programu MATLAB od společnosti MathWorks byly vytvořeny pro ukázkou průměrné EIT snímky. K tomuto vykreslení byl použitý skript poskytnutý fakultním ventilačním týmem. Obrázky 3. 11 až 3. 15 pocházejí od druhého probanda a byly vytvořeny pro lepší představu k analýze vlivu obnovovací frekvence.



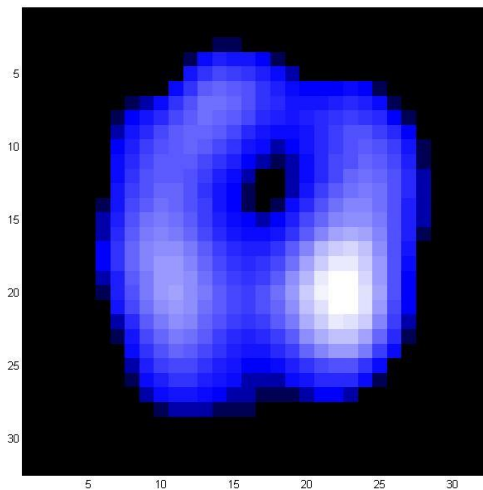
Obrázek 3. 11 Průměrný EIT snímek s obnovovací frekvencí 10 Hz.



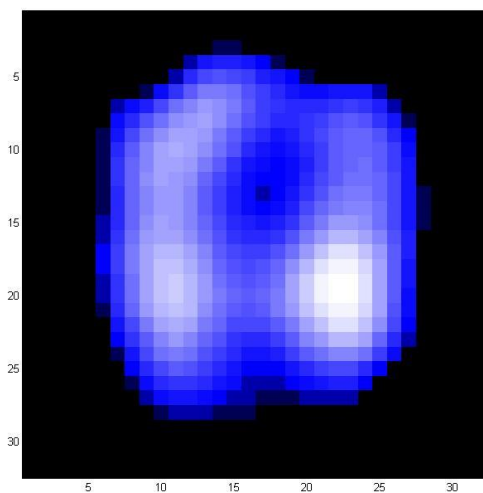
Obrázek 3. 12 Průměrný EIT snímek s obnovovací frekvencí 20 Hz.



Obrázek 3. 13 Průměrný EIT snímek s obnovovací frekvencí 30 Hz.



Obrázek 3. 14 Průměrný EIT snímek s obnovovací frekvencí 40 Hz.



Obrázek 3. 15 Průměrný EIT snímek s obnovovací frekvencí 50 Hz.

4 Diskuse

Při analýze vlivu obnovovací frekvence se zvolenou referencí 50 Hz, která bývá často využívána k analýze změn impedance vlivem dechové činnosti i přes to, že frekvence 40 a 50 Hz výrobce doporučuje pouze k analýze vlivu srdeční činnosti, byla na hladině významnosti 5 % zamítnuta jedna nulová hypotéza o rovnosti středních hodnot z 32 p-hodnot, které se získali párovým T-testem. Konkrétně se jednalo o 2. ROI při rozdělení do kvadrantů a tento statistický rozdíl byl mezi 10 a 50 Hz. Pravděpodobně je toto zamítnutí způsobeno náhodou, která je spjata s malým souborem středních hodnot, které se porovnávali párovým T-testem. Tento problém s malým souborem dat bude v diskuzi dále rozebrán.

Dále byla jako reference zvolena hodnota 30 Hz, protože výrobce doporučuje využívat hodnoty 10, 20 a 30 Hz pro analýzu změn impedance způsobené dechovou činností a 30 Hz má z nich nejlepší časové rozlišení způsobené větším počtem generovaných snímků. Při tomto porovnání nebyla zamítnuta žádná nulová hypotéza o rovnosti středních hodnot. Opět byl k analýze využit párový T-test a data byla testována na hladině významnosti 5 %.

Z těchto provedených analýz vyplývá, že při využívání 50 Hz k analýze dechové činnosti se výzkumník nedopouští žádné statistické chyby, protože stejné výsledky by na hladině významnosti 5 % dostal i při využití obnovovací frekvence 10, 20, 30 a 40 Hz. Stejně tak se nelišily záznamy při referenci 30 Hz. Tedy opět výzkumník dostane na hladině významnosti 5 % stejné hodnoty, jako kdyby využil k měření nastavení obnovovací frekvence 10, 20, 40 nebo 50 Hz. Zajímavým faktorem k výběru obnovovací frekvence pro budoucí experimenty může být velikost pořízených záznamů. Vybráním nižších hodnot obnovovací frekvence dochází k výraznému zmenšení velikosti souboru a s tím spjaté snížení času k nahrání a zpracování dat v softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1, který dodává s přístrojem výrobce. Například záznamy pořízené 10 a 50 Hz jsou velikostí souborů pětinasobně rozdílné při stejné délce měření. Toho je možné využít při dlouhodobém monitoringu pacientů, kde by velikost pořízeného záznamu mohla komplikovat analýzu dat.

Další částí této bakalářské práce bylo analyzovat vliv provedení kalibrace na výsledný EIT záznam. Párovým T-testem se nezamítla žádná nulová hypotéza o shodě středních hodnot mezi kalibrovaným a nekalibrovaným záznamem. Z toho plyne,

že zřejmě není nutné znovu kalibrovat elektrický impedanční tomograf před novým záznamem, který následuje po měření, které bylo provedeno s kalibrací, protože na hladině významnosti 5 % se tyto záznamy statisticky neliší. Provedením kalibrace před prvním záznamem přístroj optimalizuje nastavení a při dodržení stejných podmínek měření jako je např. umístění elektrodového pásu ve stejné tomografické rovině se další záznam bez kalibrace neliší od toho prvotního.

Za největší limitaci práce považuju zvolený průběh měření, resp. navržený protokol měření, kdy probandí během experimentu dýchali spontánně. Při analýze dat to způsobilo značné problémy a nebylo možné porovnávat jednotlivé procentuální hodnoty z ROI v čase, protože při rozdílném dechovém objemu se plní plice odlišným způsobem. Při menším dechovém objemu nedochází ke stejnému plnění plic ve ventrální části hrudníku jako při větším nádechu [13]. Pokud by se tedy porovnávaly jednotlivé hodnoty procentuální distribuce v ROI, nebylo by možné říct, zdali je zamítnutá nulová hypotéza z důvodu rozdílných dechových objemů nebo zvoleným způsobem měření. Byla snaha takto naměřená data znormovat s využitím dechových objemů ze spirometrie, protože mezi změřenou impedancí z EIT a dechovým objemem je přímá úměra [14], avšak kvůli absenci dechového manévru v měření nebylo možné s jistotou tato data spárovat. Z těchto důvodů se neporovnávala celá měření mezi sebou, ale z každého měření byly vypočteny aritmetické průměry a až ty se statisticky porovnávali. Tímto se zmenšila velikost výběru k porovnání, jak bylo poukázáno v prvním odstavci této kapitoly, a mohlo to vést k zamítnutí nulové hypotézy.

Pro případný navazující experiment na tuto bakalářskou práci doporučuji využití plicního ventilátoru nebo forsírovaného dýchání, protože těmito způsoby jsou zajištěny stejné dechové objemy a je možné porovnávat distribuci vzduchu v plicích v čase. U zkoumání vlivu kalibrace by se jako vhodné jevílo prozkoumat, jak se odlišují od prvního kalibrovaného záznamu opakovaně nekalibrované záznamy. Zdali postupem času nedojde k znatelnému zhoršení kvality signálu a rozdílným výsledkům při zachování stejného průběhu experimentu.

5 Závěr

Při pořizování EIT záznamů se nejčastěji používají hodnoty 30 a 50 Hz. Tyto hodnoty byly vzaty jako reference a porovnány se zbývajícími frekvencemi (výrobce umožňuje volbu 10, 15, 20, 30, 40 a 50 Hz, ale 15 Hz nebylo součástí zadání této práce). Zjištění této bakalářské práce je, že záznamy pořízené se zbylými frekvencemi se vůči referenčně zvoleným hodnotám na hladině významnosti 5 % neliší. Avšak výrobce doporučuje v návodu ke svému přístroji využívat k záznamům změnu impedance následkem dechové činnosti frekvence nižší a rovny 30 Hz, proto doporučuji využití této frekvence oproti často používaným 50 Hz. Z důvodů, že je to v souladu s doporučením výrobce a tato frekvence se jeví jako kompromis mezi časovým rozlišením záznamu a velikostí pořízeného souboru, který ovlivňuje dobu zpracování v softwaru Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1 převážně na pomalejších počítačových sestavách.

Dalším cílem této práce bylo analyzovat vliv neprovádění kalibrace nového měření, které následuje po prvotním kalibrovaném záznamu. Zjištění z toho experimentu je, že kalibrovaný a nekalibrovaný záznam se na hladině významnosti 5 % neliší, a proto je možné zahájit záznam bez nové kalibrace. Tímto způsobem je možné zkrátit dobu budoucích experimentů, jelikož provádění nové kalibrace trvá lehce přes půl minuty.

Seznam použité literatury

- [1] ROUBÍK, Karel a Richard GRÜNES. *Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči*. Lékař a technika. 2008, 1(38), 6. Dostupné také z: http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/AKK/ZSL_HS_EIT.pdf
- [2] BROWN, BH. *Electrical impedance tomography (EIT): a review*. b.r. DOI: 10.1080/0309190021000059687. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/0309190021000059687>
- [3] LEONHARDT, Steffen a Burkhard LACHMANN. *Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?*. DOI: 10.1007/s00134-012-2684-z. ISBN 10.1007/s00134-012-2684-z. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00134-012-2684-z>
- [4] SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. [cit. 2017-11-12]. ISBN 978-80-210-7156-8.
- [5] BODENSTEIN, Marc, Matthias DAVID a Klaus MARKSTALLER. *Principles of electrical impedance tomography and its clinical application*. Critical Care Medicine. 2009, DOI: 10.1097/CCM.0b013e3181958d2f. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [6] HOLDER, David S.: *Electrical impedance tomography: methods, history, and applications*. Philadelphia: Institute of Physics Pub., 2005, xiii, 456 p. ISBN 07503-0952-0.
- [7] MASOPUSTOVÁ, M. *Vliv tomografické roviny na vyšetření elektrickou impedanční tomografií u mužů a žen*. Vedoucí práce K. Roubík. ČVUT FBMI, 2014.
- [8] Teschner, E., Imhoff, M. *Electrical impedance tomography: The realization of regional lung monitoring*. Dräger, Lübeck, Německo, 2011
- [9] DRÄGER MEDICAL GMBH. PulmoVista 500. Elektrický impedanční tomograf: Návod k použití. 2 – 2010-10. Lübeck, Německo, 2010, 134 s. Dostupné také z: <http://ventilation.fbmi.cvut.cz/wp-content/uploads/2015/12/PulmoVista-500-manual-CZ.pdf>

[10] PulmoVista 500. Dräger. [online]. [cit. 2018-04-11]. Dostupné z: http://www.draeger.com/sites/cs_cz/Pages/Hospital/PulmoVista-500.aspx

[11] BF511. Omron. *Přístroj pro monitorování skladby lidského těla: Návod k obsluze*. 2012, 18s.

[12] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky* [online]. Ostrava, 2011 [cit. 2017-12-28]. Dostupné z: http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf

[13] CVACHOVEC, K. *Výměna plynů v plicích, vztah ventilace a perfúze, vliv anestézie na ventilačně-perfúzní poměry v plicích*. [online]. [cit. 2018-05-01] Dostupné z: <http://www.lf2.cuni.cz/Projekty/mua/321.htm>

[14] ORT, V. *Možnost vzniku dynamické hyperinflace plic při HFOV*. Vedoucí práce K. Roubík. ČVUT FBMI, 2015.

Příloha 1: Dokumenty k schválení experimentu od etické komise

Sylabus výzkumného projektu

A: Základní údaje o výzkumném projektu:	
Název projektu: Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku	
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 projektu je zjistit, jaký vliv má provedení a neprovedení kalibrace na výsledný záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku. Dalším cílem je prozkoumání vlivu obnovovacího kmitočtu na tento záznam.	
Přínos projektu v technické, diagnostické, léčebné oblasti, pro lékařské poznání nebo individuální subjekt hodnocení: Podle nalezené literatury nebyl tento problém doposud řešen. Výsledky této práce mohou výrazně přispět ke zlepšení stávající metodiky používání EIT ve výzkumu i klinické praxi.	
B: Charakteristika souboru subjektů (osob) klinického hodnocení:	
Počet: 10	Věková struktura: studenti FBMI
Pohlaví: M	Způsob jejich náboru: dohodou na FBMI
Odměna za účast: není	Jiné: není
Doba trvání celého projektu (datum od-do): od 19. 3. 2018 do 1. 10. 2018	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení: typicky cca 60 min
Popis nakládání se subjekty, popis intervence, odebírání vzorků apod.: Ze změřeného obvodu hrudníku bude zvolena vhodná velikost elektrodového pásu, který se umístí na hrudník dobrovolníka v oblasti pátého mezižebří. Pás přivádí na hrudník pacienta slabý elektrický proud, který je v souladu s IEC 60601-1. Měření bude probíhat v pozici vleže na zádech a provede se sedm záznamů pomocí elektrického impedančního tomografu a spirometru. Jednotlivé záznamy budou trvat tři minuty.	
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 běžně měřeno; nicméně jedná se o zcela bezpečnou neinvazivní monitorovací metodu bez jakýchkoliv dokumentovaných vedlejších účinků. Bude použit EIT systém	

PulmoVista 500 s platnou bezpečnostně technickou prohlídkou provedenou firmou Dräger (provedena v listopadu 2017, platí do listopadu 2018).

Možná rizika, nesnáze a obtíže pro subjekt hodnocení (včetně etických):

Jediným diskomfortem pro probandy je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu. Jinak je metoda EIT zcela bezpečná a nejsou popsány žádné vedlejší účinky ani rizika. Přístroj PulmoVista 500 se nesmí používat u probandů s kardiostimulátorem, s implantovaným kardioverterem/defibrilátorem (ICD) nebo u probandů s jinými elektricky aktivními implantáty. Dále se nesmí používat u probandů, jejichž pokožka je v oblasti umístění elektrodového pásu jakkoliv poškozená, nebo překrytá obvazovým materiálem. Přístroj PulmoVista 500 by neměl být používán u probandů s nekontrolovanými pohyby těla a u probandů s BMI větším než 50.

Jak je zajištěna bezpečnost testovaného subjektu:

Použitím EIT přístroje s platnou bezpečnostně technickou kontrolou (provedena v listopadu 2017, platí do listopadu 2018) a tím, že EIT je zcela bezpečná monitorovací technika bez vedlejších účinků. Probandi splňující vylučující kritéria nebudou do studie zařazeni. Soukromí probandů při experimentu a ochrana jejich osobních údajů bude řádně zajištěna v souladu s legislativou a běžnou klinickou praxí.

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:

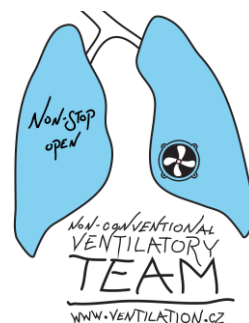
Jak bude zajištěna péče o zvířata v průběhu experimentu:

D: Doplňující informace k výzkumnému projektu:

Informovaný souhlas

a informace pro subjekt hodnocení

Název projektu: Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku



Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště: Ing. Kristýna Koldová, David Šlajferčík na ČVUT v Praze, FBMI.

Vážený studente,

výzkumný projekt „Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku“, prováděný na FBMI ČVUT, se zabývá prozkoumáním vlivu provedení, resp. neprovedení další kalibrace elektrického impedančního tomografu na výsledný záznam hrudníku a také na vliv nastaveného obnovovacího kmitočtu tohoto přístroje.

Elektrická impedanční tomografie je bezpečná, neinvazivní metoda, která umožňuje, na rozdíl od standardních postupů jako je rentgen, CT a magnetická rezonance, kontinuální měření plicní ventilace u lůžka pacienta. Dle nalezené současné literatury se touto problematikou doposud nikdo nezabýval a výsledky této práce mohou vést ke zrychlení pořizování několika záznamů za sebou bez nutnosti provádět opakované kalibrování přístroje. Zároveň má tento projekt za úkol prozkoumat vliv obnovovacího kmitočtu EIT na výsledný záznam. Pokud se prokáže zanedbatelný vliv tohoto parametru, tak to umožní například statistické zpracování záznamů, které jsou pořízené s rozdílným nastavením obnovovacího kmitočtu s vědomím, že se výzkumník nedopouští chyby.

Průběh měření:

Měření bude probíhat na zdravých studentech FBMI, a to pouze na mužích. K experimentu bude využíván elektrický impedanční tomograf PulmoVista 500 od firmy Dräger. Na začátku bude dobrovolník seznámen s průběhem experimentu. Následně bude podroben vstupnímu vyšetření, během kterého se zjistí potřebné údaje: výška, hmotnost, celkové množství tuku, obvod hrudníku. Od dobrovolníka budou požadovány následující osobní údaje: věk, jméno, příjmení, místo bydliště, kontakt, rodné číslo a zdravotní aspekty. Mezi tyto zdravotní aspekty se řadí prodělané nemoci respirační soustavy, zda je nebo byl proband kuřákem a jestli má nějaké aktivní implantáty. Dobrovolník podstoupí vyšetření na spirometru, ze kterého se získají následující údaje: FEV1, VC a Tiffeneauův index. Ze změřeného obvodu hrudníku bude zvolena vhodná velikost elektrodového pásu, který se umístí na hrudník dobrovolníka v oblasti pátého mezižebří. Pás přivádí na hrudník pacienta slabý elektrický proud, který je v souladu s IEC 60601-1. Měření bude probíhat v pozici vleže na zádech a provede se sedm záznamů pomocí elektrického impedančního tomografu a spirometru, dle postupu uvedeného v protokolu měření. Jednotlivé záznamy budou trvat tři minuty.

Naměřená data se statisticky zpracují za účelem zjištění vlivu kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam z EIT.

Vylučovací kritéria a zdravotní rizika:

Přístroj PulmoVista 500 se nesmí používat u probandů s kardiostimulátorem, s implantovaným kardioverterem/defibrilátorem (ICD) a u probandů s jinými elektricky

aktivními implantáty. Dále se nesmí používat u probandů, jejichž pokožka je v oblasti umístění elektrodového pásu jakkoliv poškozená, nebo překrytá obvazovým materiálem. Přístroj PulmoVista 500 by neměl být používán u probandů s nekontrolovanými pohyby těla a u probandů s BMI větším než 50. Proband svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že těmto vylučujícím kritériím porozuměl a že tato vylučovací kritéria nenaplnuje.

Účast probanda v tomto výzkumném projektu může být kromě přítomnosti výše popsaných vylučovacích kritérií ukončena v těchto případech: prokázané onemocnění respirační soustavy (CHOPN, astma a další) a zvýšená tělesná teplota.

Diskomfortem pro probandy je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu. Kromě uvedených vylučujících kritérií je metoda EIT zcela bezpečná 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 původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo 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 60 minut. Studie se zúčastní 10 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 nesplňuji žádné vylučovací kritérium výše uvedené, které by znemožňovalo moji účast ve

Jméno probanda: **výzkumném projektu.**

Datum narození:

Podpis probanda:

Datum:

Odpovědný řešitel:

Podpis odpovědného řešitele:



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: Vliv kalibrace a obnovovací kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku
Name of the project: The effect of calibration and frame rate on electrical impedance chest record

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail): Ing. Kristýna Koldová, FBMI ČVUT, buzkokri@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu (do 100 slov):

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je bezpečná, neinvazivní metoda, která umožňuje kontinuální monitoraci plicní ventilace u lůžka pacienta. K měření bude využíván v klinické praxi nejčastěji používaný EIT systém PulmoVista 500 (Dräger, Německo). Tento projekt má za úkol analyzovat vliv kalibrace systému a obnovovací kmitočtu EIT na výsledný záznam. Výsledky této práce mohou výrazně přispět ke zlepšení stávající metodiky používání EIT ve výzkumu i klinické praxi. Experiment bude prováděn na zdravých dobrovolnících z řad studentů FBMI za použití EIT systému PulmoVista 500.

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

Seznam příkládaných dokumentů:

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

V Kladně dne 5. 3. 2018

podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 5. 3. 2018 platný do: 1. 10. 2018
pod číslem: C11018

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno
razítko etické komise FBMI ČVUT

Mgr. Martina ŠTIKOVÁ

podpis předsedy etické komise

V Kladně dne

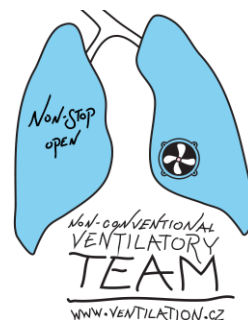
5. 3. 2018

Příloha 2: Dokumenty k měření

Protokol měření

Výzkumný projekt:

Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku



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	
Obsluha spirometru	Obsluhuje spirometr	

Technické zajištění:

Přístroj	Název	Výrobní číslo	Připraven
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"/>
Osobní váha	Omron Carada Scan	201304-00563F	<input type="checkbox"/>
Fotoaparát	Panasonic Lumix DMC-TZ3	FH7DB08048R	<input type="checkbox"/>

1. Příprava k měření

- Příprava a zapnutí měřicích přístrojů.
- Seznámení probanda s měřením, zapsání ID do protokolu a karty probanda.
- Odstranění možných zdrojů elektro-magnetického rušení (včetně mobilních telefonů).
- Kalibrace spirometru (spuštění počítače se SW pro spirometr, připojit spirometrickou sondu, kalibrace kalibrační stříkačkou).
- Kontrola EIT systému.
- Nastavení měření nového probanda na EIT.
- Příprava elektrodového pásu dle naměřené velikosti hrudníku:

Obvod hrudníku	Velikosti pásů	Zvolená velikost
70 – 85 cm	S	<input type="checkbox"/>
80 – 96 cm	M	<input type="checkbox"/>
92 – 110 cm	L	<input type="checkbox"/>
106 -127 cm	XL	<input type="checkbox"/>

- Vyhmatání 5. mezižebří, zřetelné označení místa na těle probanda pomocí fixu.

Poznámky k přípravě měření:

2. Měření s nastavením různých obnovovacích frekvencí:

- Umístění elektrodového pásu na označené místo na hrudníku probanda.
- Připojení elektrodového pásu k EIT přístroji.
- Vložení spirometrické sondy do úst probanda a umístění kolíčku na jeho nos. Vyčkávání na ustálení hodnoty na nule.
- Umístění probanda do polohy v leže. Následně tři minuty v klidu vyčkávat na jeho uklidnění. V mezidobí:
 - Kontrola kvality signálu z EIT přístroje. Při špatném signálu zkontrolovat kontakt elektrod s pokožkou. Pokud nějaká z elektrod nedoléhá, aplikujeme EKG gel a tuto skutečnost zaznamenáme níže.

Špatný signál – aplikace EKG gelu na elektrody č.:

- Vyfotografování umístění elektrodového pásu na probandovo hrudníku, zaznamenání č. fotografie.

Označení fotografie:

- Opakované měření pomocí EIT přístroje po provedení kalibrace pro jednotlivé obnovovací frekvence monitoru (10, 20, 30, 40, 50 Hz) a měření pomocí spirometru. Proband dýchá klidně po dobu tří minut, po ukončení záznamu EIT i spirometrie se zaznamenají jejich názvy tabulky níže.

	EIT záznam	Spirometr
10 Hz		
20 Hz		
30 Hz		
40 Hz		
50 Hz		

Poznámky k měření:

3. Měření pro studování vlivu kalibrace

- Ponechání elektrodového pásu a spirometru z předešlého měření.
- Zahájení EIT záznamu po provedení kalibrace se současným záznamem ze spirometru. Proband dýchá klidně po dobu tří minut. Následně zapsání názvů z EIT přístroje a spirometru do tabulky níže.
- Provedení dvou EIT záznamu bez provedení kalibrací se současným záznamem ze spirometru. Proband dýchá klidně po dobu tří minut. Následně zapsání názvů z EIT přístroje a spirometru.

	EIT záznam	Spirometr
1. měření (provedena kalibrace)		
2. měření (neprovedena kalibrace)		

- Probandovi vyjmeme spirometrickou sondu z úst a odstraníme kolíček z nosu.
- V případě aplikace EKG gelu probanda umyjeme, odmastíme a usušíme.

Poznámky k měření:

4. Ukončení měření

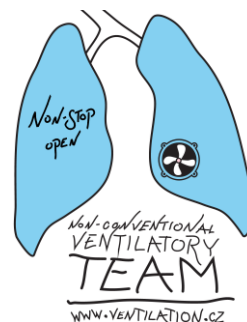
- Odpojení soustavy elektrod z elektrodového pásu, očištění pásů.
- Očištění spirometrické sondy.
- Zálohování naměřených dat z EIT systému a spirometru na externí flash disk nebo hard drive.
- Vypnutí použitých přístrojů.
- Očištění použitých přístrojů, uklizení na příslušná místa.
- Uvedení pracoviště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

Poznámky k měření:

Karta probanda

Výzkumný projekt:

Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku



ID probanda:

Základní údaje:

Jméno:

Místo bydliště:

Příjmení:

Kontakt:

Věk:

Rodné číslo:

Naměřené údaje:

Výška (cm):

Hmotnost (kg):

BMI (kg/m²):

< 30

> 30 (obezita)

Obvod hrudníku (cm):

Velikost pásů:

S (70 – 85 cm)

M (80 – 96 cm)

L (92 – 110 cm)

XL (106 – 127 cm)

Množství tuku (%):

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

Poznámky:

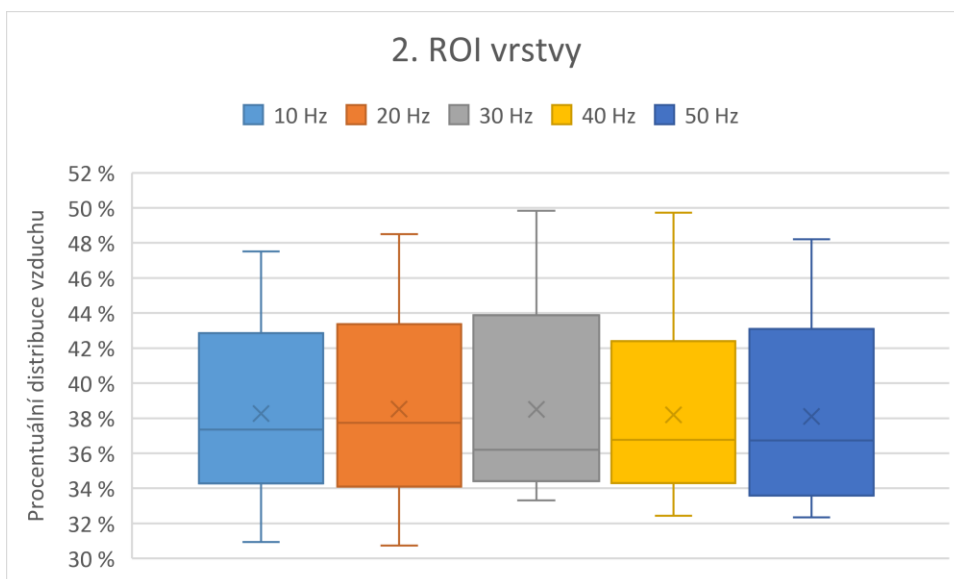
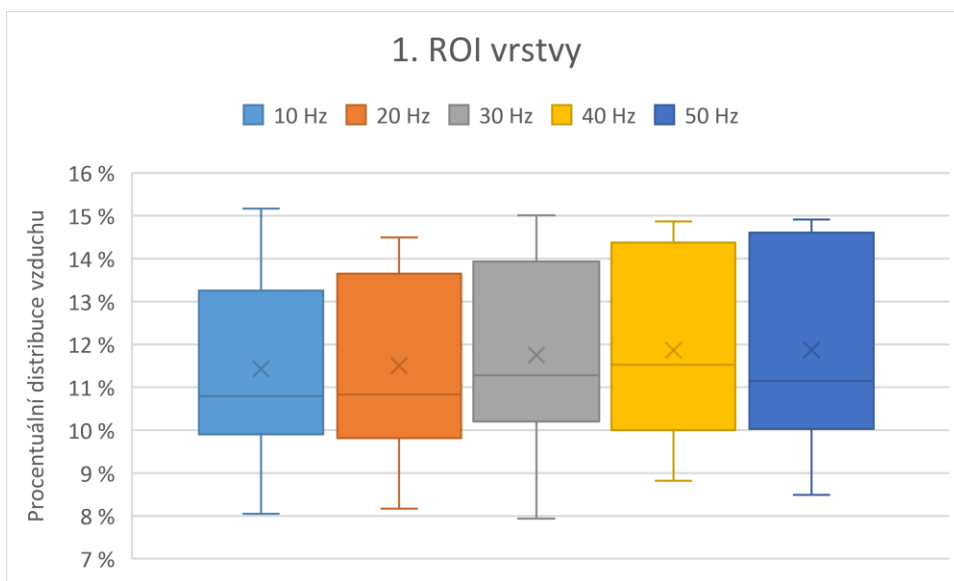
Proband podepsal informovaný souhlas: ano

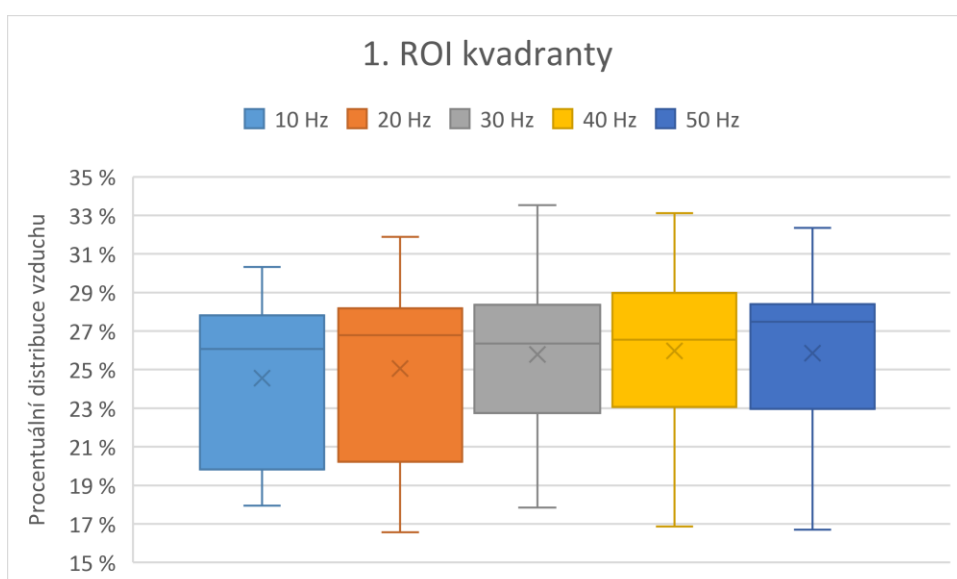
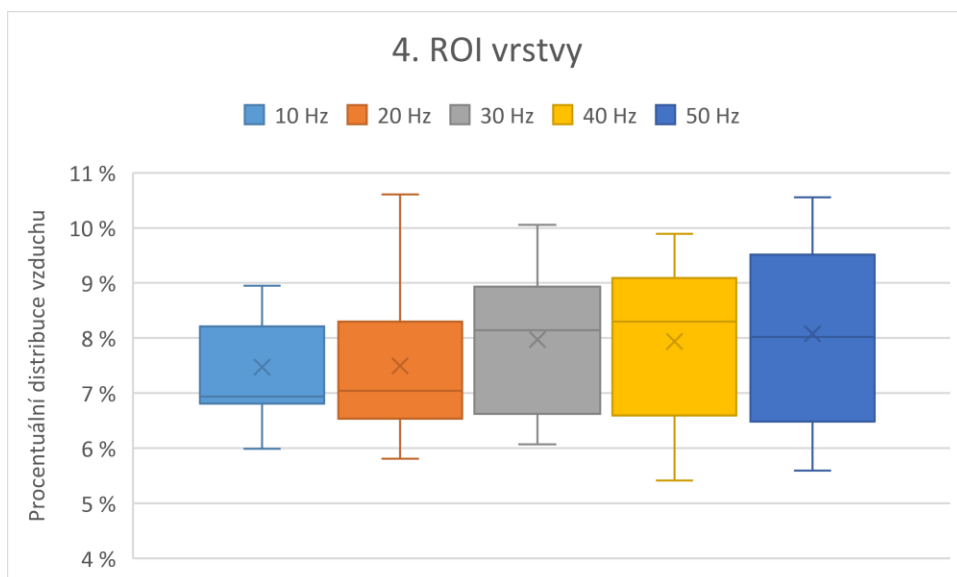
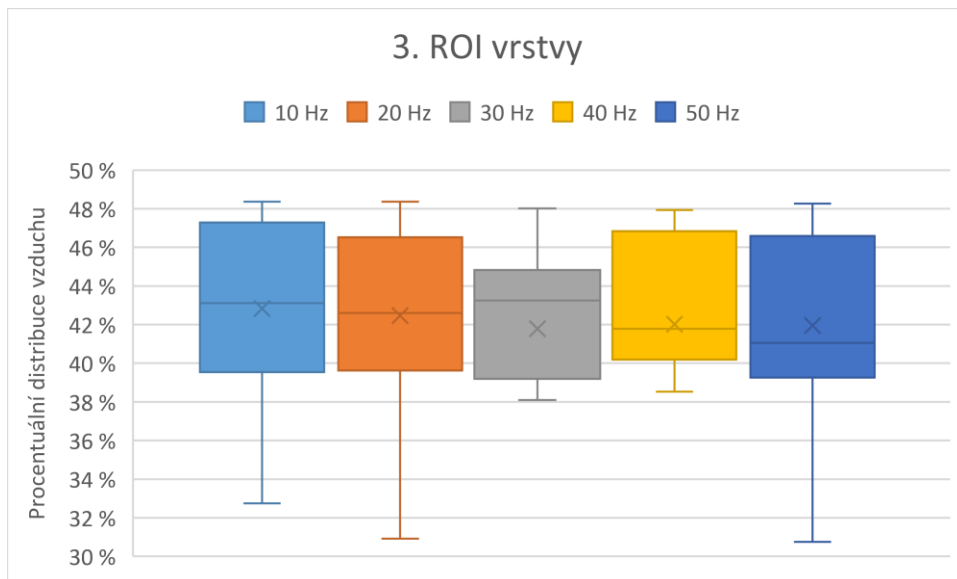
ne

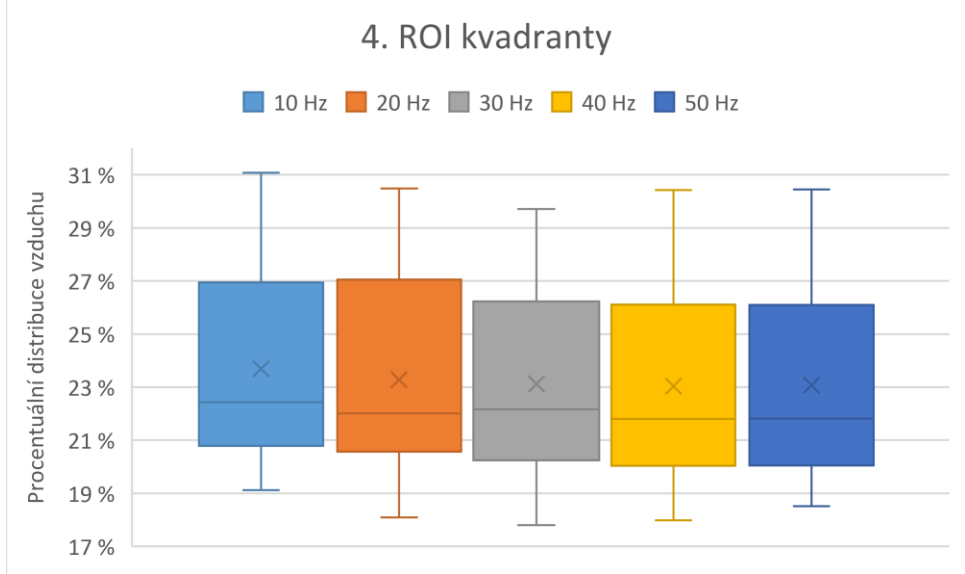
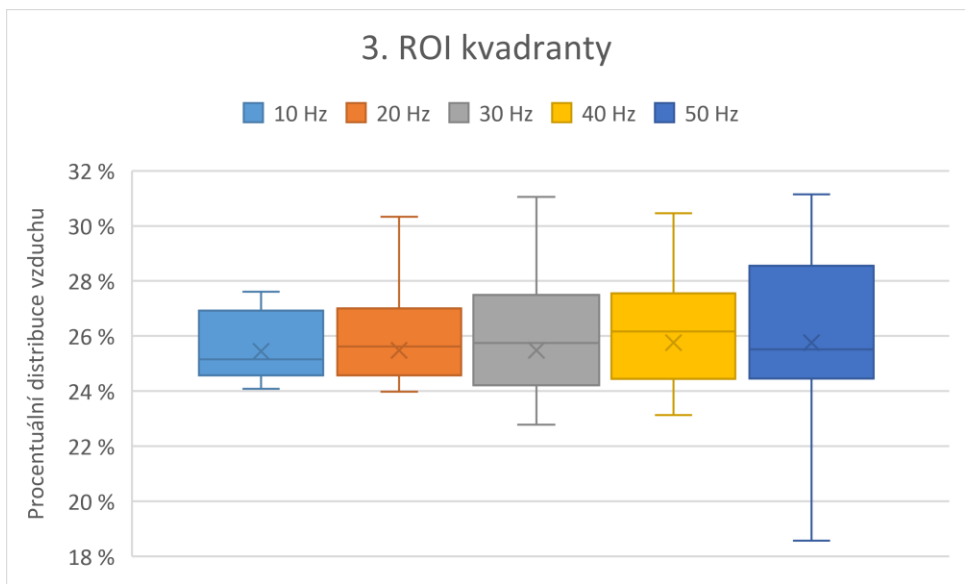
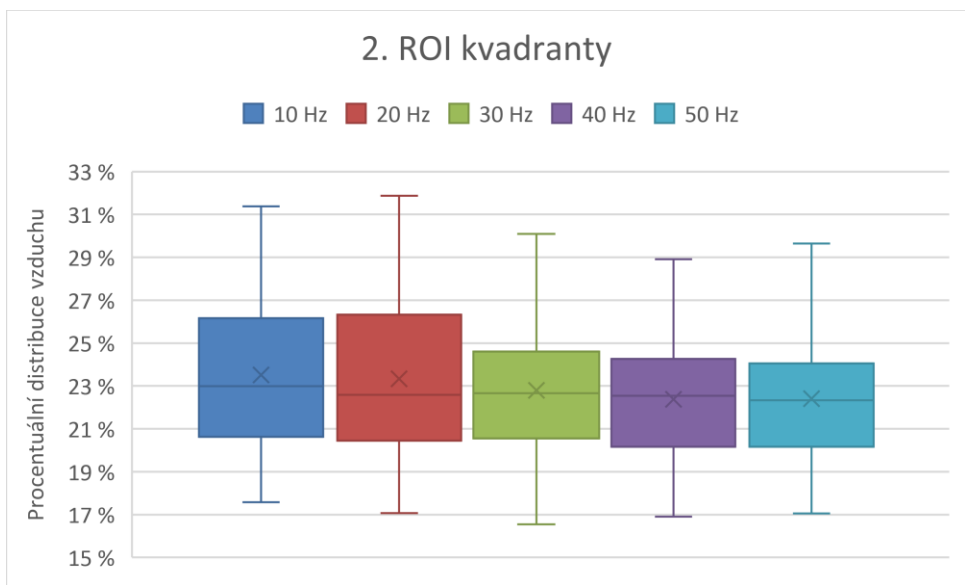
Zaznamenal:

Dne:

Příloha 3: Krabicové diagramy středních hodnot z měření k analýze obnovovací frekvence







Příloha 4: Obsah přiloženého CD

- Klíčová slova.pdf
- Abstrakt česky.pdf
- Abstrakt anglicky.pdf
- Zadání bakalářské práce.pdf
- Vypracovaná bakalářská práce.pdf