



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Vlivy měnící dechový vzor probanda při ventilačních experimentech**

**Influences changing the breathing pattern of probands in ventilation experiments**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika (BMKT)

Studijní obor: Biomedicínský technik (BMT)

Vedoucí práce: Ing. Václav Ort

**Elizaveta Amelina**

---

**Kladno 2022**



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Amelina** Jméno: **Elizaveta** Osobní číslo: **491764**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Vlivy měnící dechový vzor probanda při ventilačních experimentech**

Název bakalářské práce anglicky:

**Influences changing the breathing pattern of probands in ventilation experiments**

Pokyny pro vypracování:

Připravte a proveďte studii s cílem zjistit vliv použití spirometrického náustku, nosního klipu a vlivu soustředěného dýchání na dechový objem a frekvenci dýchání probanda. Pro studii zajistěte souhlas etické komise. Do studie zahrňte dostatečný počet dobrovolníků (N = 15 – 20). Proveďte statistické zhodnocení naměřených dat.

Seznam doporučené literatury:

[1] Lumb AB., Nunn's Applied Respiratory Physiology, ed. 7, Elsevier, 2010, ISBN 978 0 7020 2996 7

[2] Otis AB., The Work of Breathing, Journal of Physiological Reviews, ročník 34, číslo 3, 1954, 449-458 s.

[3] Ludvík, V., Nejistoty měření, přesnost měření, správnost měření a otázky spojené se vzájemnou porovnatelností výsledků měření a s prohlášením o shodě s technickými specifikacemi, ed. 1, ÚNMZ, 2005, 69 s., Sborníky technické harmonizace

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Václav Ort**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**MUDr. Lenka Horáková**

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vlivy měnící dechový vzor probanda při ventilačních experimentech“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 12. 5. 2022

.....

Elizaveta Amelina

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Václavu Ortovi za cenné rady, za vstřícnost při konzultacích a pomoc při provedení experimentu. Dále bych chtěla poděkovat spolužákům za podporu při psaní mé práce.

## **ABSTRAKT**

### **Vlivy měnící dechový vzor probanda při ventilačních experimentech:**

Výsledky ventilačních experimentů mohou ovlivňovat různé vnější faktory nezávislé na zkoumaném problému. Vzhledem k tomu, že tyto mechanismy nejsou dostatečně prozkoumané, je nutné tyto mechanismy prozkoumat v rámci této studie. Cílem této práce je zjistit, jak spirometrický náustek, nosní klip nebo pokyny pro pravidelné a soustředěné dýchání ovlivňují dechové objemy a frekvence probanda během ventilačních experimentů. Měření bylo provedeno na 16 dobrovolnících mužského pohlaví s použitím elektrického impedančního tomografu, monitoru vitálních funkcí a transkutánního monitoru. Experiment se skládal ze 6 fází, během nichž se měnily podmínky dýchání probandů. Po zpracování a analýze získaných dat bylo prokázáno statisticky významné zvýšení dechových objemů během fází, při kterých byl použit náustek a nosní klip ( $p_{ZVT3} = 0,0004$  a  $p_{ZVT5} = 0,0001$ ). Významná změna dechové frekvence byla pozorována při dýchání pouze s nosním klipem ( $p_{f2} = 0,0201$ ). Soustředěné/pravidelné dýchání bez náustku a nosního klipu bylo nejvíce podobné referenční fázi a nezpůsobilo významné rozdíly v dechových objemech a frekvencích.

### **Klíčová slova**

Náustek, EIT, dechový objem, dechová frekvence.

## **ABSTRACT**

### **Influences changing the breathing pattern of probands in ventilation experiments:**

Various external factors can influence the results of ventilation experiments. Since the mechanisms that regulate proband respiration during ventilation experiments are insufficiently understood, it is necessary to research these mechanisms in the present study. The aim of the study is to determine how a spirometric mouthpiece, a nasal clip or instructions for regular and focused breathing affect the breathing volumes and frequencies of a proband during ventilation experiments. Measurements were made on 16 male volunteers using an electrical impedance tomograph, vital signs monitor and a transcutaneous monitor. The experiment consisted of 6 phases during which the breathing conditions of the probands were varied. After analysis of the obtained data, there was shown a statistically significant increase in tidal volumes during the phases with mouthpiece and nasal clip ( $p_{ZVT3} = 0,0004$  a  $p_{ZVT5} = 0,0001$ ). A significant change in respiratory rate was observed during breathing with nasal clip only ( $p_{f2} = 0,0201$ ). Focused/regular breathing without mouthpiece and nasal clip was closest to the reference phase and did not cause significant differences in tidal volumes and frequencies.

### **Keywords**

Mouthpiece, EIT, tidal volume, respiratory rate.

# Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
<b>1 Úvod .....</b>	<b>10</b>
1.1 Cíl práce .....	10
<b>2 Přehled současného stavu.....</b>	<b>11</b>
2.1 Fyziologie plicního dýchání .....	11
2.1.1 Parametry spirometrického vyšetření .....	12
2.1.2 Dechový vzor.....	13
2.2 Měření dechového vzoru .....	14
2.2.1 Spirometrie .....	14
2.2.2 EIT .....	16
2.3 Měření $pCO_2$ .....	17
2.4 Vlivy měnící dechový vzor při ventilačních experimentech.....	19
<b>3 Cíle práce.....</b>	<b>21</b>
<b>4 Metody .....</b>	<b>22</b>
4.1 Návrh studie .....	22
4.2 Karta probanda .....	22
4.3 Popis zkoumané skupiny .....	23
4.4 Použité přístroje.....	23
4.5 Experimentální část .....	25
4.5.1 Příprava k měření .....	26
4.5.2 Průběh experimentu.....	27
4.5.3 Ukončení experimentu.....	29
4.6 Zpracování dat.....	29
4.7 Statistická analýza dat .....	32
<b>5 Výsledky.....</b>	<b>34</b>
<b>6 Diskuse.....</b>	<b>37</b>
6.1 Výsledky EIT vyšetření.....	37
6.1.1 Vliv na dechové objemy .....	37
6.1.2 Vliv na dechové frekvence .....	38
6.2 Vliv stanovených podmínek dýchání na fyziologické parametry probanda ..	38

6.3	Limitace metod měření.....	40
<b>7</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>41</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>42</b>
	<b>Příloha A: Výsledky.....</b>	<b>46</b>
	<b>Příloha B: Karta probanda a protokol měření .....</b>	<b>48</b>
	<b>Příloha C: Žádost o projednání se souhlasem etické komise FBMI .....</b>	<b>56</b>
	<b>Příloha D: Informovaný souhlas .....</b>	<b>57</b>
	<b>Příloha F: Obsah přiloženého CD/DVD .....</b>	<b>59</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$f_d$	dechy/min	Dechová frekvence
$f_{vzorkovací}$	Hz	Vzorkovací frekvence
$nf_d$	-	Normalizovaná dechová frekvence
$E_tCO_2$	%	Koncentrace oxidu uhličitého na konci výdechu
$I$	A	Elektrický proud
$nZ_{VT}$	-	Normalizována impedance dechového objemu
$PaCO_2$	mmHg	Parciální tlak oxidu uhličitého v arteriální krvi
$pCO_2$	mmHg	Parciální tlak oxidu uhličitého
$R$	$kPa \cdot s \cdot l^{-1}$	Průtočný odpor
$SpO_2$	%	Saturace periferní krve kyslíkem
$tcpCO_2$	mmHg	Transkutánní parciální tlak oxidu uhličitého
$tcpO_2$	mmHg	Transkutánní parciální tlak kyslíku
$U$	V	Elektrické napětí
$V_D$	ml	Mrtvý objem
$V_T$	ml	Dechový objem
$Z$	$\Omega$	Elektrická impedance
$Z_{VT}$	AU	Impedance dechového objemu

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
AU	Arbitrární jednotka (angl. Arbitrary unit)
BMI	Index tělesné hmotnosti (angl. Body mass index)
EIT	Elektrická impedanční tomografie (angl. Electrical impedance tomography)
EKG	Elektrokardiografie
ERV	Expirační rezervní objem
FRC	Funkční reziduální kapacita
FVC	Usilovná vitální kapacita
HR	Tepová frekvence (angl. Heart rate)
IC	Inspirační kapacita
IQR	Mezikvartilové rozpětí (angl. Interquartile range)
IRV	Inspirační rezervní objem
MMV	Maximální minutová ventilace
MV	Minutová ventilace
MVF	Monitor vitálních funkcí
PEF	Maximální výdechový proud vzduchu
Q1	Dolní kvartil (25. percentil)
Q3	Horní kvartil (75. percentil)
RV	Reziduální objem
TCM	Transkutánní monitor (angl. Transcutaneous monitor)
TLC	Celková plicní kapacita (angl. Total lung capacity)
VC	Vitální kapacita

# 1 Úvod

Fyziologické vlastnosti lidského těla mají přímý vliv na respirační parametry člověka a mohou se lišit v závislosti na jeho věku, úrovni stresu nebo celkovém zdravotním stavu jednotlivce. Analýzou těchto parametrů lze zjistit abnormality dýchání a identifikovat celou řadu respiračních onemocnění. Parametry, jako jsou dechové objemy a frekvence, mohou být reprezentovány dechovým vzorem, který představuje změnu plicního objemu v čase a odpovídá plicní ventilaci člověka.

Jednou z nejčastěji používaných metod pro měření ventilačních funkcí člověka je spirometrie. Výsledky tohoto vyšetření umožňují stanovit skutečný stav dýchacího systému a detekovat poruchy dýchání. Tato metoda používá spirometr, nebo pneumotachograf ke stanovení ventilačních parametrů. Během měření pacient dýchá do přístroje přes speciální náustek a jeho dýchání se zaznamenává do grafu závislosti plicního objemu, nebo průtoku na čase [1]. Tato metoda se používá nejen v širokém spektru lékařských oblastí, ale také ve ventilačních experimentech realizovaných v rámci různých výzkumných prací. Při pozorování výsledků získaných z těchto studií je nezbytné dávat pozor, aby nebyly zkreslené jinými vlivy, než jsou ty zkoumané. Je proto důležité vyhnout se chybám měření a zajistit, aby získaná data nebyla žádným faktorem ovlivněna.

V současné době mechanismy, které způsobují změnu dýchání, nejsou dostatečně prozkoumány a mohou být spojeny se stimulací orálních, nebo nazálních sensorických receptorů, nebo se změnou způsobu dýchání během ventilačních experimentů. Na základě předchozích výzkumných prací zaměřených na studium respirace probandů vzniklo podezření, že použití náustku a nosního klipu při ventilačních experimentech může způsobit významné změny v dýchání probanda. Zaznamenané dýchání v daném případě neodpovídá normálnímu klidnému dýchání, a proto závěry z těchto studií mohou být zkreslené [2].

## 1.1 Cíl práce

Cílem této práce je zjistit, jak spirometrický náustek, nosní klip nebo pokyny pro pravidelné a soustředěné dýchání ovlivňují dechové objemy a frekvenci dýchání probanda při ventilačních experimentech.

## 2 Přehled současného stavu

### 2.1 Fyziologie plicního dýchání

Plicní dýchání, neboli respirace je proces výměny plynů, zejména kyslíku a oxidu uhličitého mezi organismem a okolním prostředím. Základními mechanismy respirace jsou ventilace, difuze a perfuze [3].

- Ventilace je výměna vzduchu mezi plicemi a zevním prostředím. Tento proces probíhá na základě rozdílu tlaku mezi atmosférou a plicními sklípky. Během ventilace se při nádechu zvětšuje objem hrudníku a následně klesá intratorakální tlak, díky čemuž proudí do plic vzduch. Při výdechu nastává opačný proces.
- Difuze je výměna dýchacích plynů mezi plicními sklípky a krví. Nejvýznamnějšími plyny účastnicími se daného procesu jsou kyslík ( $O_2$ ) a oxid uhličitý ( $CO_2$ ). Difuze je způsobena rozdíly koncentračních a tlakových gradientů těchto plynů.
- Perfuze je prokrvení plic a jiných orgánů. Aby v plicích došlo k výměně plynů, alveoly musí být současně ventilovány i perfundovány. Následně musí být zajištěn transport plynů pomocí krevních cév [3].

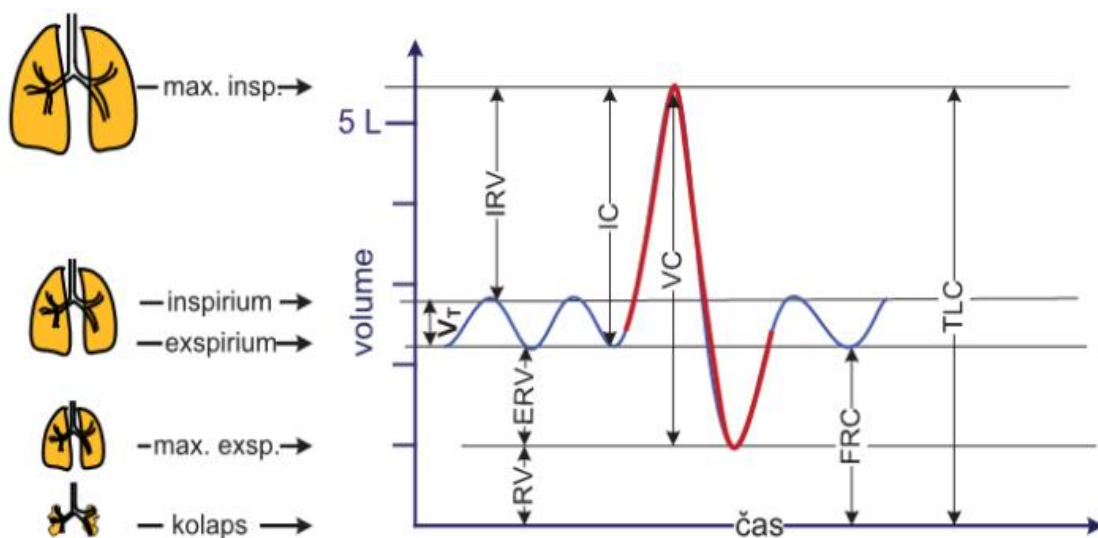
Dýchání je řízeno autonomně a zajištěno respiračními centry v prodloužené míše, nadřazenými centry (thalamus, hypotalamus a kůra mozková) a receptory (chemoreceptory a mechanoreceptory). Hlavní parametr regulující respiraci lidského organismu je koncentrace oxidu uhličitého v arteriální krvi. Při reakci na stres nebo na jiné vnější faktory dochází ke změnám dechové frekvence a hloubky dýchání. Změny v respiračním systému ovlivňují spotřebu kyslíku a uvolňování oxidu uhličitého ve tkáních. Dýchací centra regulují dýchání podle hodnot parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi, a tím se snaží vyrovnávat jeho hladinu. Abnormalitou normálního dýchání může být zrychlené a prohloubené dýchání (hyperventilace), které vede k hypokapnii a respirační alkalóze. Opačným procesem je hypoventilace, která způsobuje hyperkapnii a respirační acidózu. Oba uvedené procesy mění kyselost krve a narušují acidobazickou rovnováhu, což vede k závažným následkům pro organismus, a dokonce může způsobit i chronické potíže [3].

### 2.1.1 Parametry spirometrického vyšetření [3], [4]

Pro vyhodnocení normality dýchání existuje řada respiračních parametrů, které jej popisují. Dané parametry se dělí na statické a dynamické.

Statické parametry:

- **Reziduální objem (RV)** je objem vzduchu, který se zůstává v plicích po maximálním výdechu.
- **Inspirační rezervní objem (IRV)** je objem vzduchu, který můžeme vdechnout po předchozím klidném dechu při vynaložení maximálního vdechového úsilí.
- **Expirační rezervní objem (ERV)** je objem vzduchu, který můžeme vydechnout po předchozím klidném dechu při vynaložení maximálního výdechového úsilí.
- **Dechový objem ( $V_T$ )** je objem vzduchu, který při klidném dýchání vydechneme a následně vdechneme.
- **Mrtvý objem ( $V_D$ )** je objem vzduchu, který se neúčastní výměny plynu.
- **Funkční reziduální kapacita (FRC)** je součet reziduálního objemu a objemu vzduchu, který zůstává v plicích po klidném výdechu (RV + ERV).
- **Inspirační kapacita (IC)** je objem vzduchu, který lze maximálně vdechnout po ukončeném klidném výdechu ( $V_T + IRV$ ).
- **Vitální kapacita (VC)** je objem vzduchu, který vydechneme maximálním výdechovým úsilím po předchozím maximálním vdechu ( $V_T + IRV + ERV$ ).
- **Celková plicní kapacita (TLC)** je celkový objem vzduchu v plicích.



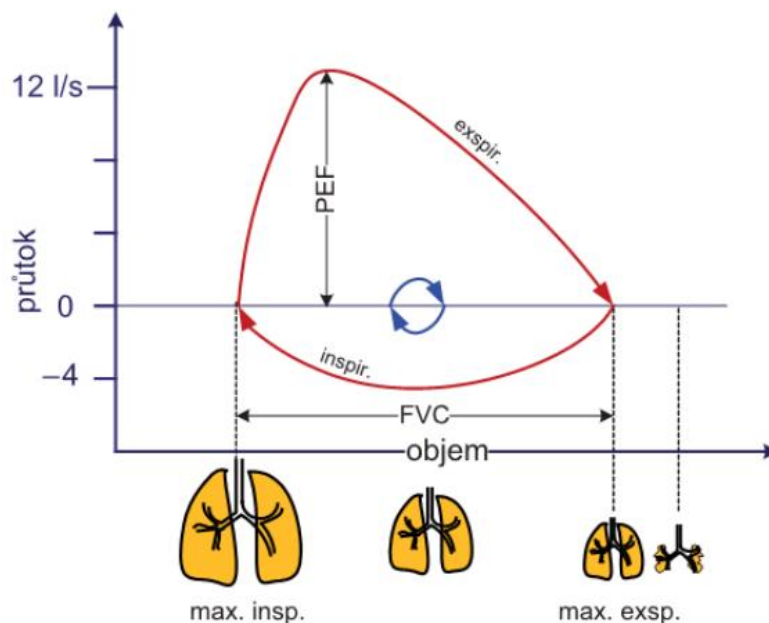
Obrázek 2.1: Statická spirometrie. Převzato z [3].

Dynamické parametry:

- **Minutová ventilace (MV)** je objem vzduchu vyměněného mezi plicními sklípký a atmosférou za čas jedné minuty, proto se obvykle udává v jednotkách průtoku (l/min). Hodnota se získá součinem dechového objemu a dechové frekvence:

$$MV = V_T \cdot f_d \quad (2.1)$$

- **Maximální minutová ventilace (MMV)** je maximální objem vzduchu, který je člověk schopen vyměnit za jednu minutu.
- **Usilovná vitální kapacita (FVC)** je maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu prudce vydechnout.
- **Časová vitální kapacita (FEV<sub>1</sub>)** je objem vzduchu vydechnutého při usilovném výdechu za první sekundu.
- **Maximální výdechový proud vzduchu (PEF)**



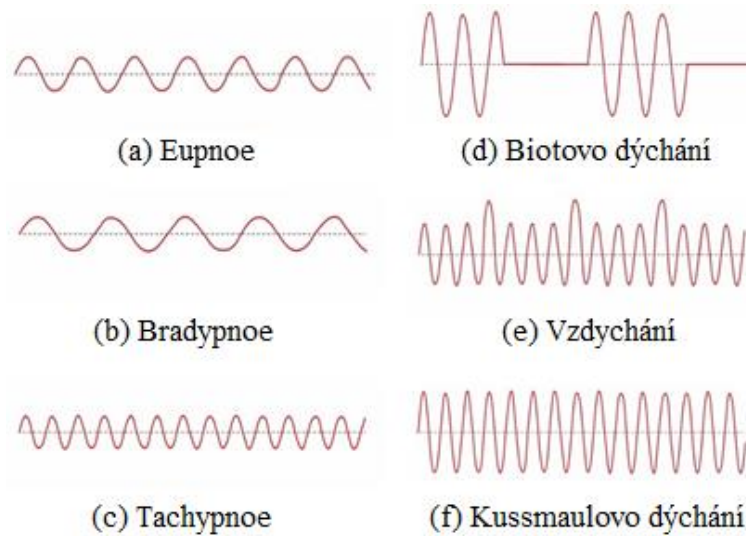
Obrázek 2.2: Dynamická spirometrie. Převzato z [3].

V této práci byly zkoumány pouze základní dechové parametry, jako je dechový objem a frekvence. Dané parametry jsou nejpodstatnější pro hodnocení normálního, klidového dýchání a podle nich je možné stanovit relativní změny v dechovém vzoru probanda za různých podmínek dýchání.

### 2.1.2 Dechový vzor

Dechový vzor je graf závislosti okamžitého objemu v plicích na čase. Z daného grafu lze určit dechové objemy a vypočítat průměrnou dechovou frekvenci. Kromě toho

podle dechového vzoru je možné zjistit různé abnormality dýchání, jako je tachypnoe, bradypnoe, Biotovo dýchání a další [5].



Obrázek 2.3: Příklady dechových vzorů. Převzato a upraveno z [5].

## 2.2 Měření dechového vzoru

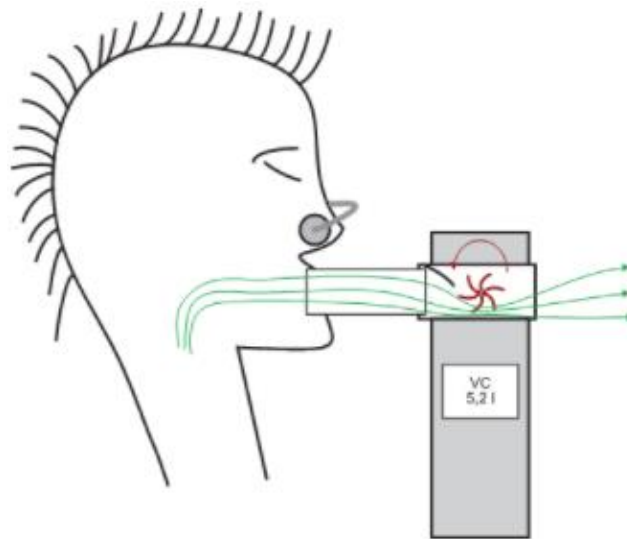
Pro měření dechového vzoru a dalších respiračních parametrů existuje několik metod, které se nejčastěji používají během ventilačních experimentů. Vhodná metoda se volí na základě cílů studie a možnosti realizace konkrétního experimentu.

### 2.2.1 Spirometrie

Spirometrie je fyziologický test, při kterém se zjišťuje, jak člověk vdechuje, nebo vydechuje objem vzduchu v závislosti na čase. Primárním signálem měřeným při spirometrii může být objem nebo průtok. Daná metoda je neocenitelným testem celkového stavu dýchacích cest pacienta. Nejdůležitějšími parametry, které se při měření zaznamenávají, jsou usilovná vitální kapacita (FVC), vitální kapacita (VC) a časová vitální kapacita za jednu sekundu (FEV1) [1, 6].

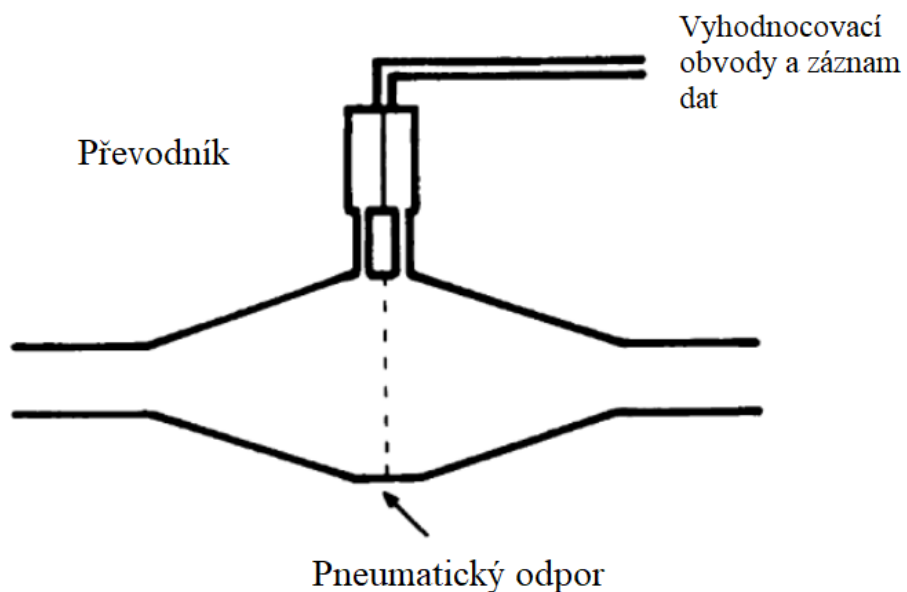
Daná metoda používá ke stanovení ventilačních parametrů spirometr, nebo pneumotachograf. Spirometr zaznamenává časové změny objemu, zatímco pneumotachograf sleduje časové změny průtoku. Během měření pacient dýchá do přístroje prostřednictvím náustku, nebo masky tak, aby byl zachycen všechn nadechovaný a vydechovaný vzduch. Pokud pacient neustále dýchá, vzniklý proud vzduchu roztáčí turbínu umístěnou v cestě vzduchovodu s rychlostí úměrné objemu

vydechovaného vzduchu. Z těchto údajů a naměřeného času se pak vypočítá průtok a rychlost proudění vzduchu. Nevýhodou této metody je, že pomocí spirometrie nelze změřit reziduální objem (RV), mrtvý objem (VD) a celkovou kapacitu plic (TLC) [3, 4].



Obrázek 2.4: Schéma lopatkového pneumotachografu. Převzato z [3].

Spirometrické metody používané v monitorech vitálních funkcí jsou založeny na jiném principu. Respirační parametry u daných přístrojů jsou měřeny pneumotachografem s pneumatickým odporem (Obrázek 2.5). Tento typ senzoru zaznamenává tlakový gradient na lineárním průtočném odporu, který zajišťuje přímou úměrnost tlakové změny vzhledem k průtoku vzduchu. Vzhledem k tomu, že tento pneumotachograf obsahuje vzduchovou bariéru, je důležité, aby membrána zajišťující odpor neovlivňovala výslednou rychlost proudění [7].



Obrázek 2.5: Schéma pneumotachografu s pneumatickým odporem. Převzato a upraveno z [8].

## 2.2.2 EIT

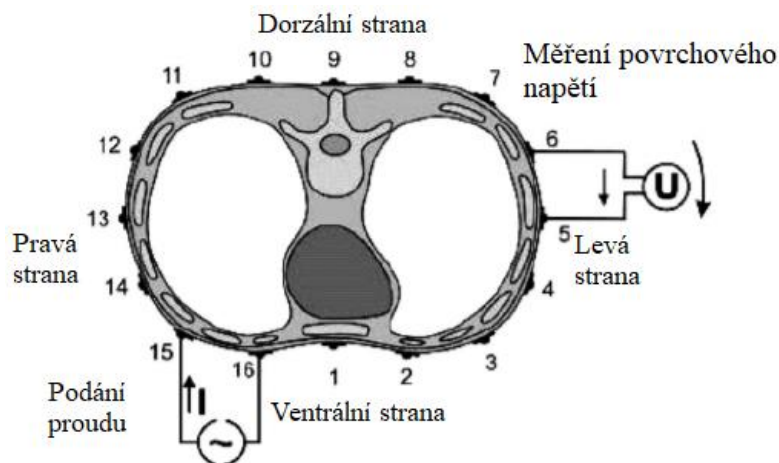
Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní zobrazovací metoda, která poskytuje informace o ventilaci a případně i perfuzi zkoumaného orgánu. Metoda EIT je založena na vizualizaci distribuce bioimpedance v biologických tkáních [9].

Bioimpedance je parametr popisující, jaký odpor klade tkáň při průchodu elektrického proudu. Jednotlivé tkáně v lidském těle mají specifickou bioimpedanci, podle které je EIT systém dokáže rozlišit. Její hodnota je závislá na počtu volných iontů, které se nachází ve tkáních. Bioimpedance se snižuje se zvyšujícím se počtem volných iontů a při vysokém obsahu extracelulární tekutiny se bioimpedance snižuje. EIT kontinuálně snímá rozložení bioimpedance v plicích, která se mění v průběhu dýchacího cyklu probanda. Ke změnám dochází v důsledku proudění vzduchu přes plíce. Jelikož vzduch obsahuje malé množství iontů, jeho impedance je ve srovnání s plicní tkání mnohem vyšší. Z tohoto důvodu při nádechu elektrický proud téměř neprochází alveolami naplněnými vzduchem kvůli zvýšenému odporu. Při výdechu probíhá opačný proces a bioimpedance v alveolech se snižuje, což usnadňuje průtok elektrického proudu [10, 11].

Základní princip tvorby obrazu spočívá v aplikaci malých střídavých proudů prostřednictvím povrchových elektrod přiložených obvodově na hrudník. Měření se provádí pomocí dvojice pasivních elektrod, které se neúčastní generace proudu. Mezi elektrodami dochází ke vzniku potenciálového rozdílu, který je pomocí Ohmova zákona (2.2) přepočítán na velikost biologické impedance [12–14].

$$Z = \frac{U}{I}, \quad (2.2)$$

kde  $Z$  je bioimpedance ( $\Omega$ ),  $U$  je povrchové napětí (V) a  $I$  je protékající proud (A) [12].



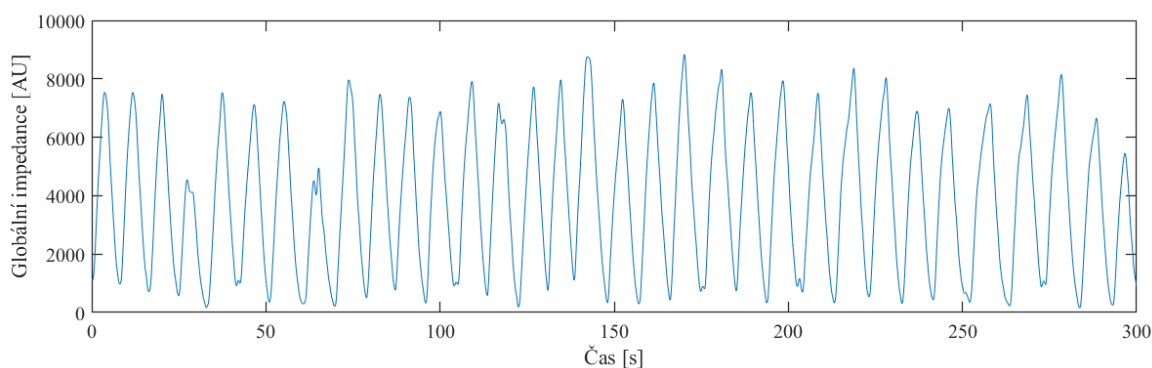
Obrázek 2.6: Princip postupného snímání povrchového napětí proudovými elektrodami. Převzato a upraveno z [10].



Uvedená metoda poskytuje nejen obrazová data, ale také umožňuje funkční monitoraci dýchání. Pro tyto účely byl navržen EIT systém PulmoVista 500 vyráběný firmou Dräger (Lübeck, Německo). Funkční zobrazení se představuje jako součet relativních změn bioimpedance jednotlivých snímků a výpočet globální impedance vybrané oblasti ve formě grafu. Měření se provádí pomocí 16elektrodového pásu umístěného na hrudník v oblasti pátého mezižebří. Hodnoty globální impedance se zaznamenávají v bezrozměrných jednotkách – Arbitrary Units (AU) [18].

Zaznamenaný signál je kvalitativně podobný signálu získanému při spirometrii, nicméně v porovnání se spirometrií EIT metoda nemá zcela lineární závislost mezi naměřenými hodnotami impedance a skutečnými dechovými objemy. Podle starších studií je vzájemná korelace mezi hodnotami dechového objemu měřenými impedančním pneumografem a spirometrem poměrně vysoká, ale linearita se vykazuje pouze na konkrétních úsecích a za dodržení určitých experimentálních podmínek. Při zkoumání dané problematiky se prokázalo, že lineárního vztahu mezi transtorakální impedancí a dechovým objemem lze dosáhnout, ale hranice oblasti linearity se v různých experimentech značně liší [13–17].

Příklad funkčního záznamu dýchání probanda je znázorněn na Obrázku 2.7. Na daném obrázku je představen graf závislosti globální bioimpedance na čase.



Obrázek 2.7: Funkční záznam dýchání probanda změřený pomocí EIT.

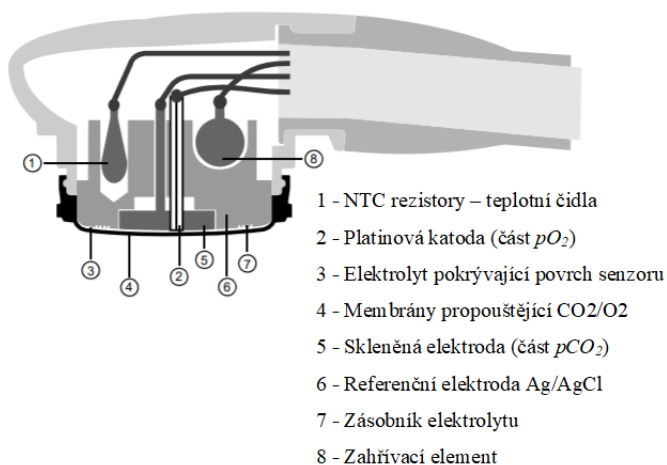
### 2.3 Měření $pCO_2$

Sledování parciálního tlaku oxidu uhličitého je důležité pro zhodnocení fyziologických parametrů pacienta.

Měření koncentrace vydechovaného oxidu uhličitého umožňuje neinvazivní metoda kontinuálního monitorování koncentrace oxidu uhličitého na konci výdechu ( $EtCO_2$ ). Kapnometrie je metoda měřící koncentraci oxidu uhličitého po každém dechu,

zatímco kapnografie umožňuje grafické znázornění průběhu této hodnoty v čase. Na jednotce intenzivní péče se k měření  $EtCO_2$  obvykle používá princip založený na absorpci infračerveného světla. V závislosti na své koncentraci oxid uhličitý absorbuje určité množství infračerveného světla v úzkém rozsahu vlnových délek. Podle absorpčního koeficientu je přístroj schopen vypočítat hodnotu koncentrace oxidu uhličitého na konci výdechu, která se udává v mmHg nebo v %. Absorpci vydechovaného plynu lze měřit pomocí metody side stream nebo main stream. Senzory založené na metodě side stream mají pumpu, která nasává malý vzorek vydechovaného plynu kapilární trubicí a přenáší jej do infračervené absorpční komory. Main stream metoda používá senzory integrované přímo do dýchacího okruhu. Tyhle senzory obsahují speciální vložku, která umožňuje průchod infračerveného světla přes patientský okruh [19].

V současné době svoje použití má i transkutánní měření koncentrací  $CO_2$ . Pro daný účel byl navržen transkutánní monitor Tosca TCM4 (Radiometer Medical ApS, Brønshøj, Denmark). Senzory transkutánního parciálního tlaku oxidu uhličitého/kyslíku ( $tcpCO_2/tcpO_2$ ) v daném přístroji obsahují zahřívací element, dva teplotní senzory, kyslíkovou Clarkovu elektrodu a Severinghausovu elektrodu pro oxid uhličitý. Konstrukce senzoru je představená na obrázku 2.8. Princip měření je založen na uvolňování molekul  $CO_2$  přes tkáň a následném průchodu semipermeabilní membránou skleněné elektrody. Podle potenciálů vzniklých na této a referenční elektrodě vyhodnocovací obvody určují transkutánní parciální tlak  $CO_2$ . Zahřívání tkáně pod elektrodou na  $44\text{ }^\circ\text{C}$  zvyšuje lokální produkci oxidu uhličitého, což má za následek to, že hodnoty  $tcpCO_2$  jsou obvykle vyšší než hodnoty parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi ( $PaCO_2$ ). Další nevýhody dané metody jsou pomalejší doba odezvy, potřeba zdroje stlačeného plynu pro kalibraci a křehkost elektrod [19-21].



Obrázek 2.8: Konstrukce senzoru pro měření  $tcpCO_2/tcpO_2$ . Převzato a upraveno z [21].

## 2.4 Vlivy měnící dechový vzor při ventilačních experimentech

Nejčastěji používanou součástí pro měření respiračních parametrů v současné době jsou náustky, které jsou spojené se spirometrem neboli s pneumotachografem. V rámci předchozích výzkumných prací Nekonvenčního ventilačního týmu Fakulty biomedicínského inženýrství (FBMI) Českého vysokého učení technického (ČVUT) vzniklo podezření, že použití náustků a nosního klipu při ventilačních experimentech může ovlivnit dechový vzor probanda. Dané změny mohou být v daném experimentu nežádoucí a zkreslit výsledky experimentu. V daných měření bývají často použity náustky modelu Pulmosafe V3/2 a V4/2 firmy Lemon Medical.



Obrázek 2.9: Antibakteriální filtr Pulmosafe V3/2. Převzato z [22].



Obrázek 2.10: Antibakteriální filtr Pulmosafe V4/2. Převzato z [22].

Problematika změn dechových parametrů během ventilačních experimentů s použitím náustků byla zkoumána i ve studiích provedených během minulých let. V roce 1980 byl proveden experiment [23], ve kterém se porovnávaly vlivy náustku a masky na takové respirační parametry, jako jsou dechový objem, frekvence, minutová ventilace, průměrný vdechový průtok a doba nádechu a výdechu. Výsledky experimentu se

porovnávaly s parametry změřenými pomocí „canopy“ systému, který umožňoval měření uvedených respiračních parametrů bez náustku a masky. V dané studii bylo zjištěno, že při použití masky a náustku dochází ke zvýšení dechového objemu a minutové ventilace, ale dechová frekvence se významně nemění. Ke stejnému závěru dospěly po provedení další studie, v níž byl zkoumán vliv náustku a nosního klipu na dechový vzor probanda při dýchání čistého vzduchu a při podávání 2% a 4% CO<sub>2</sub>. Po provedení experimentu [24] bylo zjištěno, že použití náustku o menším průměru (9 mm) nezpůsobilo významné změny dechových parametrů ve srovnání s náustkem o větším průměru (17 mm). Dané zjištění bylo podmíněno tím, že 9mm náustek má menší mrtvý prostor a poskytuje menší diskomfort probanda během měření.

Při studiu dalších možných vlivů způsobujících změnu dechového vzoru probanda [25] bylo sledováno, jak pokyny vedoucího experimentu mohou ovlivnit dechové objemy, dechovou frekvenci a výslednou minutovou ventilaci. Na základě výsledků této práce bylo zjištěno, že soustředění probanda na měření ovlivňuje jeho dechovou frekvenci (resp. dobu nádechu a výdechu), změnu hodnot dechového objemu a minutové ventilace během měření primárně způsobuje náustek a nosní klip. Podle provedených experimentů možnou příčinou změn dechového vzoru během měření s použitím náustku může být jeho velký mrtvý prostor, diskomfort probanda během experimentu nebo stimulace nazálních a orálních senzorních receptorů [24, 25].

Na rozdíl od zmíněných studií byly v jedné práci [26] porovnány základní respirační parametry změřené s použitím náustku s parametry vypočtenými pomocí elektromagnetických senzorů nalepených na přední a zadní část hrudníku a břicha. Změny pohybů hrudníku a břicha během dýchání měly vysoký korelační koeficient s dechovými objemy a mohly sloužit k vyhodnocení základních respiračních parametrů, jako jsou dechové objemy, dechové frekvence a minutová ventilace. Z výsledků bylo zjištěno, že dechové objemy při použití náustku většinou rostly, naopak dechová frekvence ve všech měřeních klesala.

Z těchto důvodů není v současné době dostatečně prozkoumáno, jak používání náustku, nosního klipu a pokyny k soustředěnému a pravidelnému dýchání ovlivňuje dechovou frekvenci a dechové objemy a jestli jsou příčinou změn dechového vzoru probanda.

### 3 Cíle práce

Vzhledem k tomu, že mechanismy regulující dýchání probanda během ventilačních experimentů nejsou dostatečně známé, je nutné tyto mechanismy prozkoumat v rámci této studie.

Parametry, které mohou mít vliv na dechový objem a frekvenci probanda:

- použití náustku a nosního klipu,
- pokynu vedoucího experimentu ke změně průběhu dýchání,
- stres probanda během měření.

Hlavním cílem této práce je pomocí elektrického impedančního tomografu na dostatečném počtu probandů  $N = 15-20$  zjistit, jak spirometrický náustek, nosní klip nebo pokyny pro pravidelné a soustředěné dýchání ovlivňují dechové objemy a frekvence probanda během ventilačních experimentů.

Pro splnění daného cíle je nutné navrhnout a realizovat vhodný experiment, který by umožnil stanovit relativní změny uvedených parametrů za různých podmínek dýchání probandů.

Dalším cílem je statisticky vyhodnotit relativní změny dechového objemu a dechové frekvence probandů během provedených ventilačních experimentů za použití náustku, nosního klipu a při pokynech pro pravidelné a soustředěné dýchání oproti dýchání realizovanému bez uvedených podmínek.

## 4 Metody

Tato práce je intervenční prospektivní studií, která byla schválena etickou komisí FBMI ČVUT v Praze pod číslem C20/2022. Schválení bylo obdrženo na základě Žádosti o projednání výzkumného projektu s příloženým informovaným souhlasem a sylabem dané práce. Žádost o projednání se souhlasem etické komise FBMI je možné nalézt v příloze C.

### 4.1 Návrh studie

Na začátku studie byl vytvořen protokol experimentu, podle kterého byla prováděna všechna měření. Pro dosažení cílů práce bylo rozhodnuto v dané studii použít elektrický impedanční tomograf, monitor vitálních funkcí s potřebným příslušenstvím a transkutánní monitor měřící *tcpCO<sub>2</sub>* a *tcpO<sub>2</sub>*.

Vzhledem k tomu, že tento experiment byl prováděn na živých subjektech, bylo nutné před zahájením měření získat souhlas etické komise a připravit informovaný souhlas pro probandy. V informovaném souhlasu byly uvedeny stručné informace o této práci, jejích cílech a průběhu experimentální části. Další částí dokladu byla informace o zdravotních rizicích a vylučovacích kritériích daného měření. Hlavním diskomfortem v průběhu experimentu byla určena jeho průměrná doba trvání, která se pohybovala kolem 50 minut. Dále byl proband informován, že jeho účast v experimentu je zcela dobrovolná, bez jakýchkoli nároků na odměnu a proband může odmítnout, nebo odstoupit od účasti ve studii kdykoliv, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv následků. Samotný informovaný souhlas je přidán do přílohy D.

### 4.2 Karta probanda

Na začátku experimentu byl proband požádán o podepsání informovaného souhlasu a následně byl seznámen s průběhem daného měření. Dále byla spolu s probandem vyplněna karta probanda, ve které byly uvedeny jeho osobní údaje, resp. jeho jméno, příjmení, věk, místo bydliště, rodné číslo a kontaktní informace. Po vyplnění těchto údajů bylo probandovi přiřazeno vlastní identifikační číslo pro zajištění jeho anonymity.

Další část karty probanda obsahovala antropometrické parametry, resp. výšku, hmotnost a index tělesné hmotnosti (BMI) probanda s poznámkou, jestli se BMI pohybuje

v rozsahu normálních fyziologických hodnot. Vzhledem k tomu, že se měření provádí pomocí EIT, byl probandovi změřen obvod hrudníku a podle toho zvolena vhodná velikost elektrodového pásu. Jako dodatečné informace byly uvedeny současná a prodělaná respirační onemocnění, přítomnost aktivních interních implantátů a celkový zdravotní stav probanda. Z důvodu aplikace malých střídavých proudů procházejících přes tělo probanda byla nezbytnou podmínkou pro účast v experimentu nepřítomnost aktivních implantátů. Poslední část dokladu obsahovala informaci o tom, jestli proband podepsal informovaný souhlas, bez něhož nemohlo být měření provedeno. Karta probanda používaná v této studii je uvedena v příloze B.

### 4.3 Popis zkoumané skupiny

Dané studie se zúčastnilo 16 probandů vybraných ze studentů FBMI ČVUT v Praze. Všichni účastníci experimentu byli muži ve věkové skupině 20–30 let. Přehled parametrů probandů, kteří se zúčastnili experimentu, je uveden v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1: Parametry probandů zúčastněných studie.

Pohlaví	Počet	Věk	Výška (m)	Hmotnost (kg)	BMI [-]	Obvod hrudníku [cm]
Muži	16	22,44±1,6	1,83 ±0,036	76,75±7,78	22,83±2,11	91,88±2,97

Data byla jsou uvedena jako aritmetický průměr ± směrodatná odchylka.

Žádná ze sledovaných osob netrpěla současným ani prodělaným respiračním onemocněním a neměla aktivní implantáty.

### 4.4 Použité přístroje

V této práci byl použit elektrický impedanční tomograf Dräger PulmoVista 500 (Dräger, Německo), který pomocí elektrodového pásu se 16 elektrodami umožňuje měřit změnu elektrických vlastností plic během nádechu a výdechu (Obrázek 4.1). Hlavní výhodou metody EIT je měření pomocí elektrodového pásu, který nezasahuje do dýchacích cest probanda, což umožňuje sledovat relativní změny impedance s použitím náustku a nosního klipu, nebo bez nich. Samotný elektrodový pás by neměl významně ovlivňovat průběh dýchání [27].

Výsledkem měření EIT systémem je graf závislosti globální impedance hrudníku na čase. Globální impedance hrudníku roste s rostoucím provzdušněním plic. Výsledná

data, která jsou uložena v arbitrárních jednotkách (AU), potom reprezentují dechový vzor probanda, z něhož je možné poměrově určit základní ventilační parametry, jako jsou dechové objemy a frekvence. V tomto experimentu bylo rozhodnuto ponechat hodnoty amplitud jednotlivých dechů v AU, protože cílem práce není kvantitativně určit změny dechových objemů probandů.



Obrázek 4.1: EIT systém Drager PulmoVista 500. Převzato z [28].

Monitor vitálních funkcí (dále MVF) Carescape B650 (GE Healthcare, Illinois, USA) byl použit ke kontrole záznamu dat z EIT a pro sledování základních životních funkcí probanda během celého experimentu. Pro snímání daných funkcí byly použity končetinové elektrody elektrokardiografu (EKG elektrody), pulsní oxymetr a spirometrická sonda, které jsou oficiálním příslušenstvím daného monitoru. Monitor vitálních funkcí byl propojen s počítačem, na kterém se pomocí programu S/5 Collect ((Datex-Ohmeda, GE Healthcare, Chicago, USA) ukládaly záznamy dat z provedených experimentů.



Obrázek 4.2: Monitor vitálních funkcí Carescape B650. Převzato z [29].



Dalším přístrojem použitým v dané studii je transkutánní monitor dýchacích plynů Tosca TCM4 (Radiometer Medical ApS, Brønshøj, Denmark), který umožňuje neinvazivní měření  $tcpCO_2$  a  $tcpO_2$ .



Obrázek 4.3: Transkutánní monitor dýchacích plynů Tosca TCM4. Převzato z [30].

Parametry získané z transkutánního monitoru a monitoru vitálních funkcí byly použity pouze pro lepší interpretaci výsledků z EIT systému a pro jejich případné doplnění.

Pro zkoumání změn dechového vzoru byl vybrán speciální anatomický potápěčský zakusovací náustek ke kterému byl přes 3D tištěnou přechodku připojen antibakteriální filtr Pulmosafe V3/2 (MR Diagnostic s.r.o., Česká republika). Stejná sestava je využívána v rámci dalších ventilačních experimentů Nekonvenčního ventilačního týmu FBMI ČVUT. Použitý typ antibakteriálního filtru je určen pro jednorázové použití a musí být vyměněn po každém probandovi. V tabulce 4.2 jsou představeny technické údaje filtru, které byly uvedené v katalogovém listu firmy MR Diagnostic.

Tabulka 4.2: Technická data antibakteriálního filtru Pulmosafe V3/2.

Rozměry	ø90 mm
Hmotnost	30 g
Mrtvý prostor	< 50 ml
Průtočný odpor	$R = 0,047 \text{ kPa} \cdot \text{s} \cdot \text{l}^{-1}$ na každý $1 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$ .
Materiál obalu	Polystyren
Materiál filtru	100% elektrostatický polyester

## 4.5 Experimentální část

Experimentální část této práce byla realizována na FBMI ČVUT v laboratoři A-108. Detailní postup experimentu je uveden v protokolu měření v příloze B.

### 4.5.1 Příprava k měření

Před začátkem každého měření byly všechny přístroje řádně nastaveny a připraveny. U EIT byla zkontrolována vzorkovací frekvence, která byla nastavena na 50 Hz, a proudová frekvence, která byla nastavena na 130 kHz. Proudová frekvence byla zvolena podle automatického nastavení systému a výrobcem bylo uvedeno, že velikost dané hodnoty nemá vliv na přesnost měření [18]. Kromě toho byl zkontrolován paměťový prostor EIT systému, aby se při zápisu dat nevyskytly problémy s jejich ukládáním.

K monitoru vitálních funkcí byla připojena všechna periferní příslušenství, včetně EKG elektrod, pulzního oxymetru a spirometrické sondy. V průběhu měření byl MVF propojen kabely s počítačem, na kterém byl spuštěn softwarový program S/5 Collect. V daném programu byly vybrány parametry, které se zaznamenávaly v průběhu měření. Zvolené parametry tepové frekvence (HR), saturace periferní krve kyslíkem ( $SpO_2$ ) a koncentrace vydechaného oxidu uhličitého ( $EtCO_2$ ) byly uloženy jako trendy se vzorkovací frekvencí  $f_{vzorkovací} = 1$  Hz. U transkutánního monitoru před každým měřením byl zkontrolován stav měřicí elektrody a provedena automatická kalibrace.

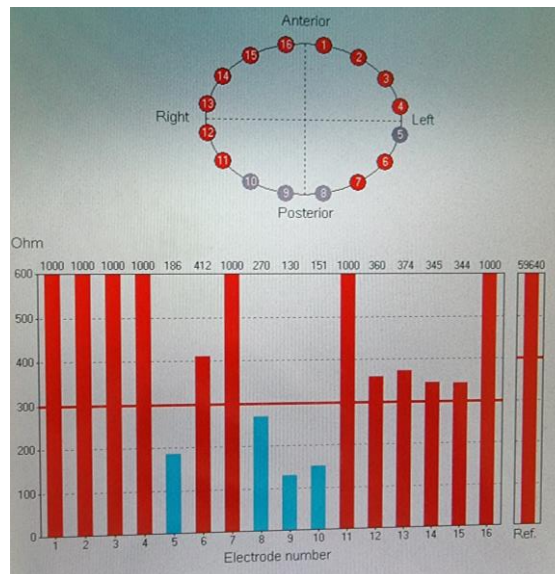
Po seznámení s průběhem experimentu a podepsání informovaného souhlasu musel proband odstranit všechny zdroje elektromagnetického záření, včetně mobilního telefonu, aby se na EIT nevyskytovaly nežádoucí artefakty. Podle naměřeného obvodu hrudníku a tabulky 4.3 byl probandovi přidělen elektrodový pás o určité velikosti. Elektrodový pás s naneseným elektrovedivým gelem byl nasazen na hrudník probanda v oblasti 5. mezižebří tak, aby obě dorzální elektrody byly umístěny ve stejné vzdálenosti od páteře a výstupek na elektrodovém pásu páteř kopíroval. Referenční elektroda pásu byla nalepena probandovi na břicho.

Tabulka 4.3: Velikost elektrodového pásu podle změřeného obvodu hrudníku.

Obvod hrudníku	Velikost pásu
70–85 cm	S
80–96 cm	M
92–110 cm	L
106–127 cm	XL

Po nasazení pásu byl proband umístěn na postel do polohy v polosedě a byly k němu připojeny EKG elektrody, pulzní oxymetr a elektroda z transkutánního monitoru. Elektroda z transkutánního monitoru (TCM) byla umístěována pod pravou klíční kost. Vzhledem k zahřívání této elektrody a její pomalejší odezvě bylo nutné před zahájením měření několik minut počkat, než se parametry zobrazené na displeji TCM stabilizují.

Po zapojení všech periférií na EIT byla zkontrolována kvalita signálu a provedena kalibrace, která trvala přibližně 30 sekund. Po úspěšné kalibraci se na monitoru EIT zobrazovala informace “Vysoká kvalita signálu”. V případě výskytu špatného kontaktu na označenou elektrodu bylo nanášeno větší množství gelu a daná elektroda se zaznamenávala do protokolu měření.



Obrázek 4.4: Označení špatného kontaktu EIT elektrod.

Pokud bylo všechno zkontrolováno a proband byl připraven k měření, na přístroji Pulmovista 500 pomocí ikony Záznam bylo spuštěno nahrávání dat a v programu S/5 Collect byl spuštěn záznam souboru ve formátu \*.drc a \*.asc. Data z transkutánního monitoru se začínala zaznamenávat automaticky po vyjmutí elektrody z pouzdra.

#### 4.5.2 Průběh experimentu

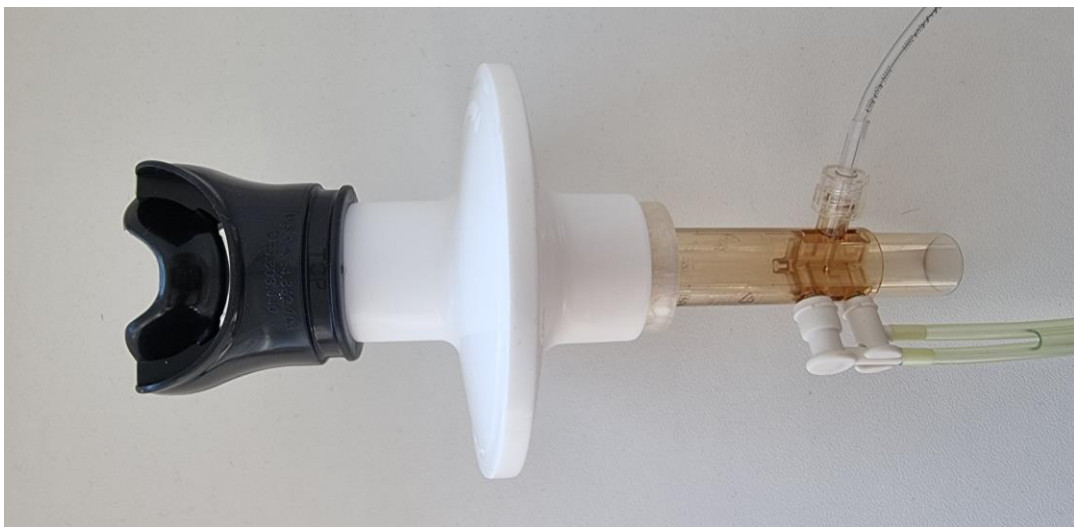
Při plánování experimentu bylo rozhodnuto, že samotné měření bude složeno ze šesti fází, ve kterých se budou měnit podmínky dýchání probanda. Aby se předešlo diskomfortu probanda během měření, ale zároveň bylo možné získat dostatečné množství dat, bylo rozhodnuto omezit dobu trvání každé fáze na 8 minut. Pro eliminaci rizika ovlivnění získaných výsledků pořadím daných fází bylo pořadí fází (kromě stabilizační) u každého měření randomizováno.

V rámci daného experimentu byly realizovány následující fáze:

- **Fáze 0.** Stabilizační fáze je fáze, během níž docházelo k ustálení přístrojů a snímaných parametrů. Stabilizační fáze byla vždy realizována na začátku měření za účelem kontroly kvality signálu a odstranění možných artefaktů.

- **Fáze 1.** Klidné dýchání bez náustku a nosního klipu. Daná fáze byla zvolena jako referenční a reprezentovala normální běžné dýchání probanda.
- **Fáze 2.** Dýchání s použitím pouze nosního klipu.
- **Fáze 3.** Dýchání s náustkem a nosním klipem.
- **Fáze 4.** Soustředěné/pravidelné dýchání bez náustku a nosního klipu.
- **Fáze 5.** Soustředěné/pravidelné dýchání s náustkem a nosním klipem.

V průběhu fází soustředěného/pravidelného dýchání byl proband požádán, aby dýchal pravidelně s konstantní frekvencí a hloubkou a po celou dobu fáze se na dýchání maximálně soustředil. Ve fázi s náustkem a nosním klipem proband dýchal přes soustavu sestavenou z náustku, jednorázového antibakteriálního filtru a spirometrické sondy D-lite, která byla připojena hadičkami k monitoru vitálních funkcí.



Obrázek 4.5: Soustava pro dýchání přes náustek.

Po celou dobu měření byly k probandovi připojeny EKG elektrody, pulsní oxymetr, elektrodový pás EIT a elektroda pro měření  $tcpCO_2$  a  $tcpO_2$ . Respirační parametry snímané spirometrickou sondou na monitoru vitálních funkcí se zaznamenávaly pouze ve fázích s náustkem a nosním klipem.

Pro označení začátků jednotlivých fází v průběhu měření byly do záznamů z EIT a TCM vloženy markery. Na MVF pro rozdělení fází se zapisovaly jejich časové intervaly.

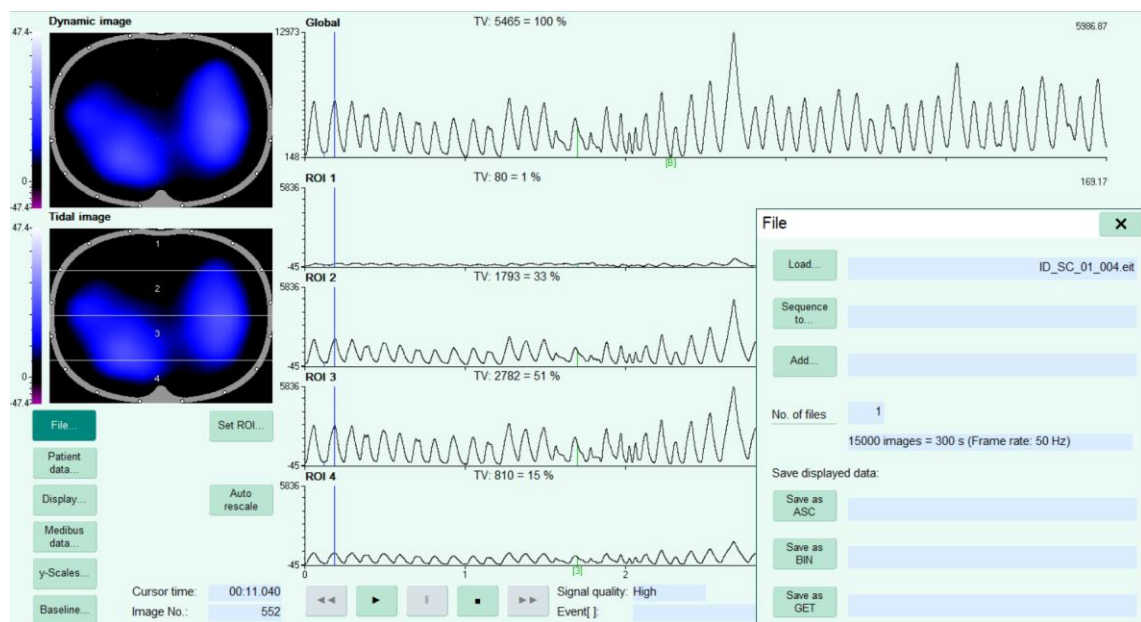
Výstupem měření byl záznam z EIT ve formátu \*.eit, záznam z MVF ve formátu \*.asc a záznam z transkutánního monitoru ve formátu \*.csv. Do protokolu měření byly vypsané názvy záznamů, které byly uvedeny na displejích daných přístrojů.

### 4.5.3 Ukončení experimentu

Po dokončení všech fází experimentu byl záznam dat na všech přístrojích ukončen a proband byl odpojen od měřicího systému. Veškeré použité příslušenství bylo vyčištěno, případně vyhozeno, pokud se jednalo o příslušenství na jednorázové použití. Náustek byl mezi jednotlivými měřeními dezinfikován roztokem Meliseptol minimálně 30 minut a řádně opláchnut vodou. Elektrodový pás byl vyčištěn od zbytku gelu a ořen dezinfekčními ubrousky. Po uvedení pracoviště do původního stavu byla uložená data ze všech přístrojů stažena na flash disk pro další zpracování.

## 4.6 Zpracování dat

Data zaznamenaná pomocí EIT byla nejdříve zpracována v Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1 (Dräger, Německo). Tento program umožňuje převod formátu \*.eit na nejběžnější používané \*.bin a \*.asc. V této práci byly používány soubory ve formátu \*.bin.

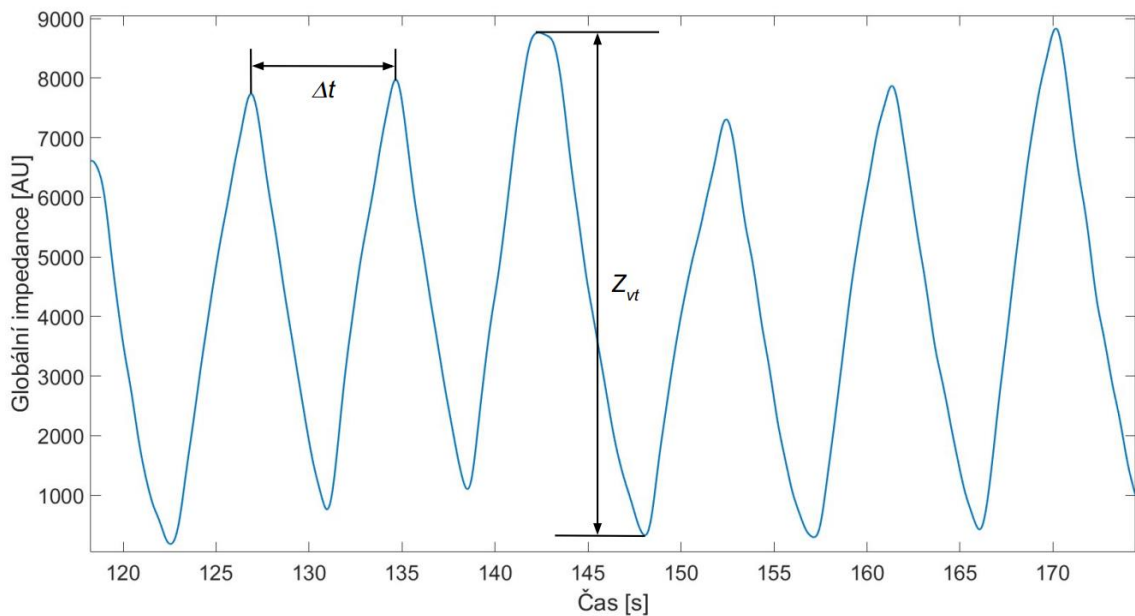


Obrázek 4.6: Rozhraní Draeger EIT Data Analysis Tool 6.1.

Data uložená ve formátu \*.bin byla importována do programu MATLAB/Simulink (Mathworks, USA) a převedena do maticové podoby. Pro další zpracování byl vybrán pouze vektor relativní změny globální bioimpedance v AU a časová osa ve speciálním formátu. Podle známé vzorkovací frekvence EIT  $f_{vzorkovací} = 50$  Hz byl čas převeden do jednotek sekund pomocí funkce *datetime* s volbou určitého formátu. Pokud bylo při

zpracování signálu pozorováno na začátku jakékoli fáze rušení, byly příslušné oblasti z výsledného signálu odstraněny.

Aby bylo možné provést analýzu dechových objemů a frekvencí, bylo nutné je předtím extrahovat z výsledného signálu. Dechové objemy v signálu získaném z EIT byly reprezentovány amplitudou jednotlivých dechů a dechová frekvence převrácenou hodnotou času mezi nádechy. Pro výpočet daných parametrů v MATLABu byly použity funkce *islocalmax* pro nalezení maximálních a *islocalmin* pro nalezení minimálních hodnot. Vektor dechových objemů  $Z_{VT}$  byl spočítán odečtením odpovídajících maximálních hodnot od minimálních (Obrázek 4.7).



Obrázek 4.7: Výpočet dechových objemů  $Z_{VT}$  a periody  $\Delta t$  z EIT signálu.

Vektor dechových frekvencí  $f_d$  byl zjištěn výpočtem časového rozdílu mezi dvěma sousedními maximy ( $\Delta t$ ) a dalším převodem času na frekvenci pomocí vzorce (4.1):

$$f_d = \frac{1}{\Delta t} \quad (4.1)$$

Stabilizační fáze signálu byla zpracována pouze pro kontrolu referenční fáze (fáze klidného dýchání), aby bylo zajištěno, že náhodné pořadí fází neovlivňovalo klidné dýchání probanda. Daná kontrola byla realizována výpočtem průměrných hodnot dechových objemů a frekvencí z posledních třech minut stabilizační fáze a jejich následným porovnáním s průměrnými hodnotami referenční fáze. Pokud se dané parametry vzájemně shodovaly, referenční fáze odpovídala normálnímu, ustálenému dýchání probanda a mohla být použita pro porovnání s ostatními fázemi. Algoritmus zpracování EIT záznamu je součástí příloženého CD.

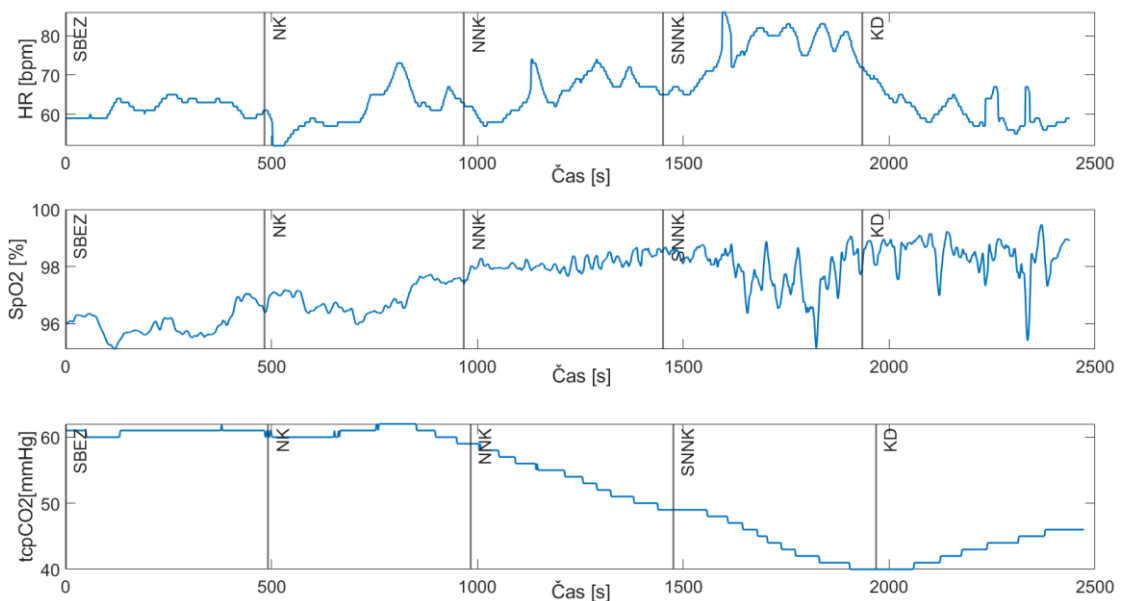
Extrahovaná data byla uložena do softwarového programu Microsoft Excel (Microsoft, Washington, USA) ve formě tabulek pro další zpracování. Dechové objemy a frekvence z jednotlivých fází byly rozděleny do samostatných sloupců. Následně byla tato data zkontrolována na přítomnost významně odlišných odlehlých hodnot. Dolní a horní prahové hodnoty byly definovány jako  $Q1 - M \cdot IQR$  a  $Q3 + M \cdot IQR$ , kde  $M$  je předem zadaný násobitel,  $Q1$  a  $Q3$  jsou první a třetí kvartily a  $IQR$  neboli mezikvartilové rozpětí je definováno jako  $IQR = Q3 - Q1$ . Cílem této operace bylo odhalit přítomnost extrémních odlehlých hodnot, které mohly vzniknout při dýchání probanda během experimentu nebo v důsledku výpočetních chyb algoritmu zpracování. Dané odlehlé hodnoty mohly významně zkreslit popisnou statistiku dat, a proto byly z výsledných souborů odstraněny.

Pro výpočet relativních změn objemů a frekvencí mezi fázemi bylo nutné dané parametry normalizovat. Proměnné se tímto procesem převádějí na stejné měřítko a dále nezáleží na jejich skutečné velikosti. Daný proces je velice důležitý pro správné porovnání jednotlivých probandů mezi sebou. Data změřená od různých probandů EIT systémem jsou normálně nesrovnatelná kvůli jednotkám AU, které mají u každého probanda jinou faktickou velikost. Existuje několik typů normalizace podle různých statistických metod, ale v této práci byla vybraná normalizace průměrem referenční fáze. Z referenční fáze proměnné byl vypočítán průměr a všechna data získaná od jednoho probanda byla tímto průměrem vydělena. Daný postup se prováděl stejně pro dechové objemy a frekvence. Ve výsledném souboru pak byly přítomné pouze normalizované hodnoty rozdělené do jednotlivých fází. Normalizované dechové objemy a frekvence budou dále označovány jako  $nZ_{VT}$  a  $nf_d$ . Obě normalizované veličiny jsou udávány v bezrozměrných jednotkách.

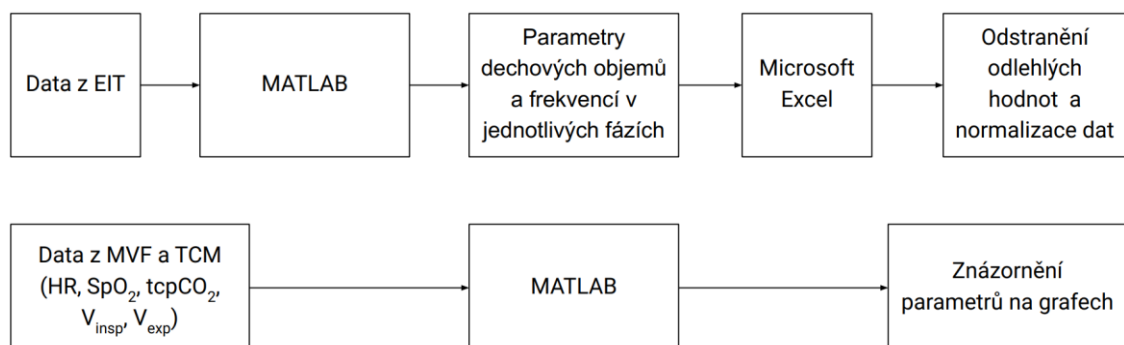
Data z monitoru vitálních funkcí a z transkutánního monitoru byla zpracována v MATLABu a znázorněna v grafech. V grafech byly reprezentovány parametry HR,  $SpO_2$  a  $tcpCO_2$ , které se měnily v závislosti na podmínkách experimentu a skutečném stavu probanda. Fáze byly odděleny svislými čarami a vedle nich byla uvedena zkratka, označující konkrétní fáze experimentu. (RF – Referenční fáze; NK – Dýchání pouze s nosním klipem; NNK – Dýchání s nosním klipem a náustkem; SBEZ – Soustředěné/pravidelné dýchání bez nosního klipu a náustku; SNNK – Soustředěné/pravidelné dýchání s nosním klipem a náustkem).

Výsledné blokové schéma zpracování dat je představeno na obrázku 4.10.





Obrázek 4.9: Ukázkový graf průběhu parametrů HR,  $SpO_2$  a  $tcpCO_2$  probanda 14.



Obrázek 4.10: Blokové schéma zpracování dat z EIT, MVF a TCM.

## 4.7 Statistická analýza dat

Ke statistické analýze dat byl použit doplněk pro Microsoft Excel „Real Statistics [31]“. Všechny statistické testy byly provedeny na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ .

Data, na kterých se prováděla statistická analýza, byla vypočtena z normalizovaných dechových objemů  $Z_{VT}$  a z normalizovaných dechových frekvencí  $f_d$ . U všech probandů pro každou fázi experimentu byly stanoveny střední hodnoty objemů a frekvencí podle vzorce (4.2):

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i, \quad (4.2)$$

kde  $n$  je počet naměřených hodnot a  $x_i$  je velikost naměřené hodnoty [32].



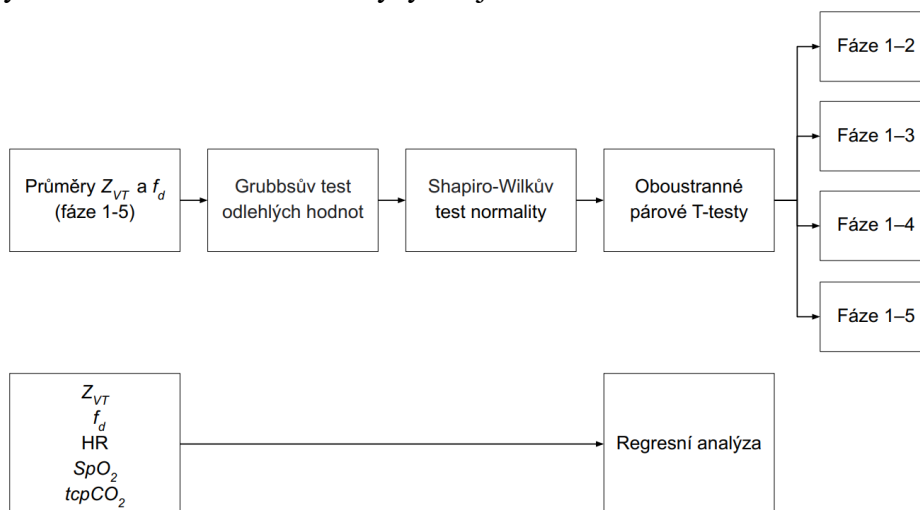
Výsledkem dané matematické operace bylo to, že průměr referenční fáze (fáze 1) byl pro všechny probandy roven jedné a průměry ostatních fází (fáze 2–5) označovaly, jak se zkoumaný parametr změnil ve srovnání s referenční fází.

Zpracovaná data byla zkontrolována Grubbsovým testem na přítomnost signifikantně odlišných odlehlých hodnot. Dané hodnoty byly ve výsledné tabulce zvýrazněny a nebyly použity pro další statistickou analýzu. Na filtrovaných datech byl následně proveden Shapiro-Wilkův test normality. Data pocházela z normálního rozdělení, pokud byla *p-hodnota* větší, než stanovená hladina významnosti ( $p - hodnota > \alpha$ ). Vstupem testu byla tabulka průměrů normalizovaných středních hodnot dechových objemů a frekvencí, ze které byly odstraněny předem vypočítané odlehlé hodnoty. Na datech s normálním rozdělením bylo možné provádět další parametrické testy.

Testování statisticky významných rozdílů mezi fázemi měření bylo realizováno oboustranným párovým t-testem. Výsledky byly stanoveny čtyřmi postupnými t-testy, v nichž byla referenční fáze porovnávána s fázemi 2–5. Probandi, u kterých se na základě Grubbsova testu objevovaly signifikantně odlišné odlehlé hodnoty, byli z testování konkrétní fáze vyřazeni. Pro přehlednost byla zpracovaná data seskupena podle jednotlivých fází experimentu a výsledky byly zobrazeny pomocí krabicových grafů.

Pro vyhodnocení změn, které se dějí v organismu během experimentu, byla provedena jednoduchá lineární regresní analýza. Z parametrů  $Z_{VT}$ ,  $f_d$ , HR,  $SpO_2$  a  $tcpCO_2$  byl v MATLABu pomocí funkce *polyfit* vypočítán lineární trend, který popisoval rostoucí/klesající tendenci dat. Na základě sklonu vypočítaného trendu bylo možné stanovit, jak se měnil určitý parametr v průběhu každé fáze.

Výsledné blokové schéma analýzy dat je ukázáno na obrázku 4.11.



Obrázek 4.11: Blokové schéma statistické analýzy dat.

## 5 Výsledky

Během studie byla provedena měření na 16 dobrovolnících, která byla realizována na FBMI ČVUT v laboratoři A-108. Každé měření se skládalo ze 6 fází, přičemž jejich pořadí s výjimkou stabilizační fáze bylo u všech probandů randomizováno. Stabilizační fáze, která probíhala na začátku všech měření, nebyla předmětem statistické analýzy a sloužila ke kontrole signálu před zahájením experimentu. Data ze všech měření byla zpracována a následně statisticky vyhodnocena.

Podle provedeného Shapiro-Wilkova testu bylo ve všech skupinách dat prokázáno normální rozdělení. Na základě Grubbsova testu pro testování statistické významných rozdílů do jednotlivých t-testů vstupoval různý počet probandů. Úplný souhrn středních hodnot používaných ve statistické analýze je uveden v tabulkách A.1 a A.2, které je možné nalézt v příloze A. V daných tabulkách byli označeni probandi, kteří byli vyřazeni z testování určité fáze. Výsledky provedených oboustranných párových t-testů jsou představeny v tabulkách 5.1 a 5.2. V daných tabulkách je také uvedeno, kolik probandů bylo použito pro testování každé fáze.

Tabulka 5.1: Výsledky oboustranných párových t-testů při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  – porovnání normalizovaných dechových objemů.

<i>Porovnané fáze (objemy)</i>	<i>Počet probandů</i>	<i>p – hodnota<sub>ZVT</sub></i>	<i>Statistický významný rozdíl</i>
Fáze 1–2	16	0,6485	ne
Fáze 1–3	15	<b>0,0004</b>	ano
Fáze 1–4	12	0,8777	ne
Fáze 1–5	15	<b>0,0001</b>	ano

Tabulka 5.2: Výsledky oboustranných párových t-testů při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  – porovnání normalizovaných dechových frekvencí.

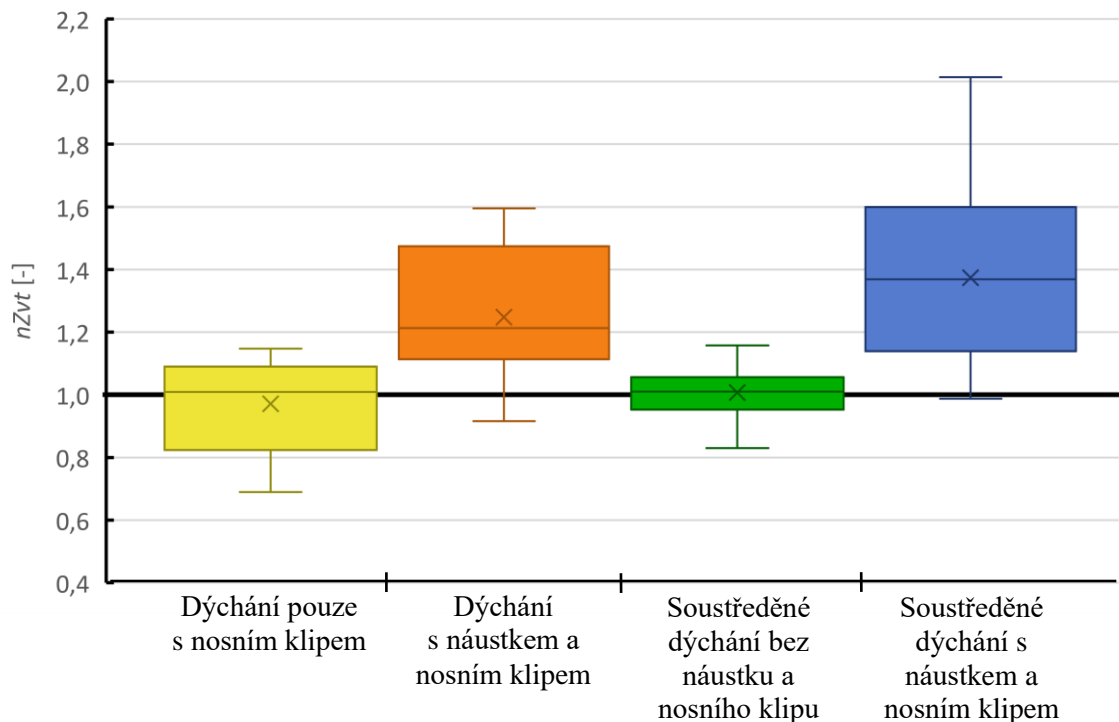
<i>Porovnané fáze (frekvence)</i>	<i>Počet probandů</i>	<i>p – hodnota<sub>f</sub></i>	<i>Statistický významný rozdíl</i>
Fáze 1–2	16	<b>0,0201</b>	ano
Fáze 1–3	15	0,2211	ne
Fáze 1–4	12	0,0851	ne
Fáze 1–5	15	0,0821	ne

\*Fáze 1 – referenční fáze; Fáze 2 – dýchání s nosním klipem; Fáze 3 – dýchání s náustkem a nosním klipem; Fáze 4 – soustředěné/pravidelné dýchání bez náustku a nosního klipu; Fáze 5 – soustředěné/pravidelné dýchání s náustkem a nosním klipem.

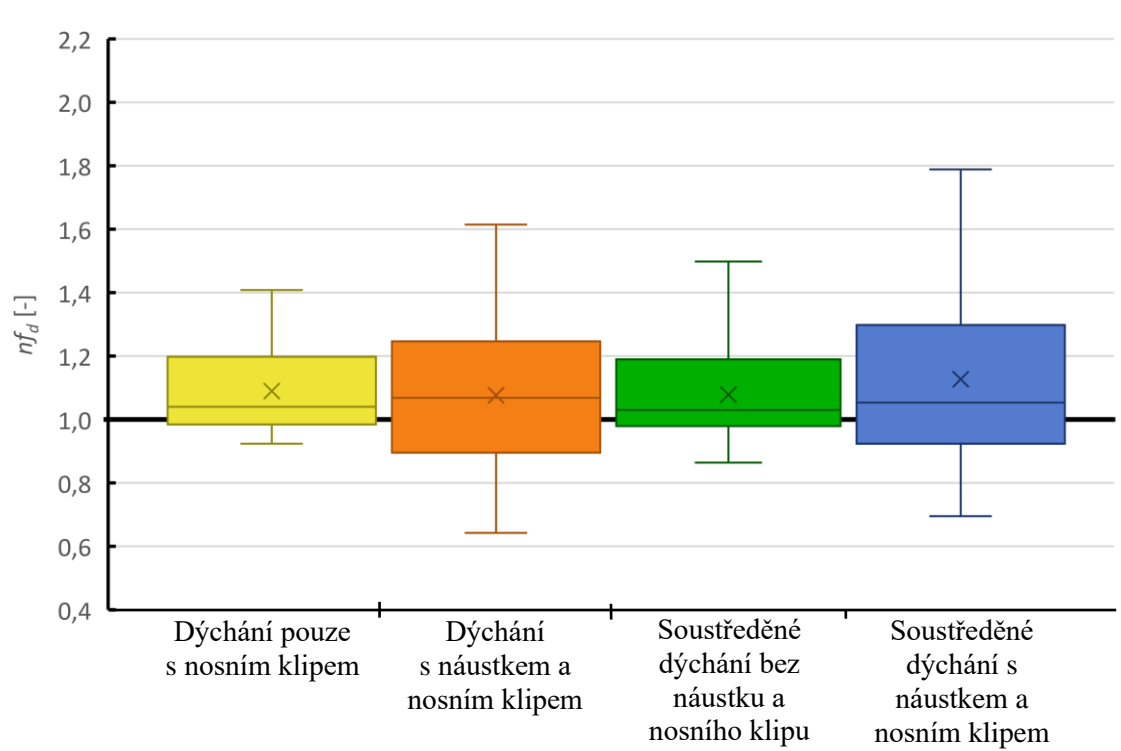
Tučným písmem v tabulkách byly zvýrazněné *p-hodnoty*, které jsou menší než stanovená hladina významnosti. Podle tabulky 5.1 je vidět, že ve dvou fázích, ve kterých proband dýchal přes náustek byly zjištěny významné změny dechových objemů. Při porovnání frekvencí (tabulka 5.2) byl statisticky významný rozdíl oproti referenční fázi pozorován pouze při dýchání s nosním klipem.

Pro přehledné zobrazení rozdílů zkoumaných parametrů byly vytvořeny dva krabicové grafy 5.1 a 5.2, které reprezentují změnu normalizovaných dechových objemů a frekvencí v jednotlivých fázích. Odlehlé hodnoty nebyly na těchto grafech zobrazeny. Medián v krabicovém grafu byl vyznačen jako vodorovná čára a čáry ohraničující krabice označovaly mez dolního a horního kvartilu (25. a 75. percentil). Průměr byl zvýrazněn křížkem uvnitř boxu. Svislé čáry vycházející ze střední části boxu kolmo nahoru a dolů označovaly hodnoty maxima a minima.

Tučnou černou linií, která prochází celým grafem, byla označena referenční fáze, se kterou se porovnávaly ostatní fáze.



Graf 5.1: Krabicový graf srovnání změn objemových průměrů během jednotlivých fází experimentu.



Graf 5.2: Krabicový graf srovnání změn frekvenčních průměrů během jednotlivých fází experimentu.

## 6 Diskuse

Hlavním výsledkem dané práce bylo zjištění, že dýchání s náustkem a nosním klipem během ventilačních experimentů významně zvyšuje dechové objemy. Průměrné zvýšení objemů při normálním dýchání s náustkem je 25 % a ve fázi soustředěného/pravidelného dýchání s náustkem 37 %. Statisticky významné rozdíly mezi dechovými frekvencemi byly prokázány pouze při dýchání s nosním klipem. Tyto změny by mohly způsobit zvýšení výsledné minutové ventilace při dýchání s náustkem a v extrémních případech vést k hyperventilaci probanda.

Přínosem studie je znalost podmínek, které s největší pravděpodobností ovlivňují základní respirační parametry probanda (dechové objemy a frekvence), a možnost se vyvarovat chyb způsobených těmito podmínkami při provádění dalších ventilačních experimentů.

### 6.1 Výsledky EIT vyšetření

V rámci provedené studie bylo realizováno 16 měření, ze kterých byla určena statistická významnost dechových objemů a frekvencí při dýchání probanda bez vnější intervence a dýchání za stanovených podmínek.

#### 6.1.1 Vliv na dechové objemy

Nejvýznamnější vliv na dechové objemy probanda mělo používání náustku s nosním klipem (fáze 3 a 5). Vypočtené *p-hodnoty* t-testů z fází, ve kterých byl použit náustek, jsou dostatečně vzdálené od prahové hodnoty, což potvrzuje vysokou statistickou významnost tohoto rozdílu ( $p_{ZVT3} = 0,0004$  a  $p_{ZVT5} = 0,0001$ ). Větší odstup fáze soustředěného/pravidelného dýchání s náustkem a nosním klipem mohly způsobit pokyny vedoucího experimentu, nicméně *p-hodnoty* mezi fázemi 3 a 5 se od sebe značně neodlišují.

Podle tabulky 5.1 dýchání pouze s nosním klipem (fáze 2) ani soustředěné/pravidelné dýchání bez náustku a nosního klipu (fáze 4) nezpůsobuje statisticky významné změny dechových objemů. Fáze soustředěného/pravidelného dýchání bez náustku a nosního klipu měla podle grafu 5.1 nejmenší rozptyl, proto v této fázi byl pozorován největší počet významně odlišných odlehlých hodnot (tabulka A.1).

Dané odchylky mohly být podmíněny tím, že při pokynu k soustředěnému/pravidelnému dýchání si každý proband sám volil vhodnou hloubku dechů v průběhu celé fáze dle toho, jak pochopil pokyn vedoucího experimentu. Tato hloubka pak byla definována osobními fyziologickými vlastnostmi, které se mezi jednotlivými probandy mohly výrazně lišit. Ve srovnání s fází 4 byl ve fázi soustředěného/pravidelného dýchání s náustkem a nosním klipem pozorován menší počet označených odlehlých hodnot, a to právě proto, že daná fáze má větší rozptyl a možná kvůli tomu nebyl mezi potenciálními extrémami prokázán statisticky významný rozdíl. Dalším problémem, který by se mohl projevit ve fázi soustředěného/pravidelného dýchání, je nedodržení pravidelného dýchání s konstantní hloubkou a frekvencí v průběhu celé fáze, což by také mohlo ovlivnit výsledky získané z těchto fází.

### **6.1.2 Vliv na dechové frekvence**

Na dechové frekvence stanovené podmínky měření nevykazovaly tak výrazný vliv jako na dechové objemy. Jediný statisticky významný rozdíl byl pozorován ve fázi dýchání pouze s nosním klipem ( $p_{f_2} = 0,0201$ ). Podle grafu 5.2 je vidět, že dechové frekvence se v dané fázi zvyšují, ale vzdálenost od referenční fáze není ve srovnání s dechovými objemy tak velká. Podle tabulky 5.2 se dechové frekvence během ostatních fází významně neměnily.

Zjištěné rozdíly dechových objemů a frekvencí znamenají, že výsledné hodnoty minutové ventilace se měnily podle změn dechových objemů ve fázích dýchání s náustkem a nosním klipem. Prokázané zvýšení uvedených parametrů je příčinou možné hyperventilace, která by mohla způsobit v organismu snížení hladiny oxidu uhličitého a tím způsobit hypokapnii.

## **6.2 Vliv stanovených podmínek dýchání na fyziologické parametry probanda**

Pomocí provedené lineární regresní analýzy byly vypočteny a pak podle fází zprůměrovány trendy  $nZ_{VT}$ ,  $nf_d$ , HR,  $SpO_2$  a  $tcpCO_2$  získaných z jednotlivých probandů. Výstupem analýzy byly koeficienty přímky, které poskytovaly informaci o sklonu trendu a jeho počáteční hodnotě (offset). Sklon potom byl přepočítán na celkovou změnu určitého parametru za konkrétní fázi. Pro analýzu byla zvolena normalizovaná data  $nZ_{VT}$

a  $nf_d$ , kde je referenční fáze u všech probandů se rovnala jedné. Výsledky zprůměrovaných koeficientů jsou představené v tabulce 6.1 a 6.2.

Tabulka 6.1: Výsledky lineární regrese – parametry  $nZ_{VT}$  a  $nf_d$ .

	$nZ_{VT}$ [-]		$nf_d$ [-]	
	Offset	Sklon	Offset	Sklon
Fáze 1	1,08	-0,20	1,00	-0,01
Fáze 2	1,01	-0,08	1,10	-0,02
Fáze 3	1,42	-0,24	1,08	-0,01
Fáze 4	1,16	-0,16	1,08	0,06
Fáze 5	1,43	0,00	1,12	-0,02

\*Fáze 1 – referenční fáze; Fáze 2 – dýchání s nosním klipem; Fáze 3 – dýchání s náustkem a nosním klipem; Fáze 4 – soustředěné/pravidelné dýchání bez náustku a nosního klipu; Fáze 5 – soustředěné/pravidelné dýchání s náustkem a nosním klipem.

Tabulka 6.2: Výsledky lineární regrese – parametry HR,  $SpO_2$  a  $tcpCO_2$ .

	HR [bpm]		$SpO_2$ [%]		$tcpCO_2$ [mmHg]	
	Offset	Sklon	Offset	Sklon	Offset	Sklon
Fáze 1	68,5	-3,2	97,5	-0,4	60,7	1,3
Fáze 2	67,4	1,2	97,5	-0,5	60,7	0,5
Fáze 3	69,4	1,1	97,5	-0,8	60,8	-1,6
Fáze 4	69,6	-2,1	97,5	-0,5	60,1	0,2
Fáze 5	69,6	1,9	97,7	-0,1	60,5	-2,9

\*Fáze 1 – referenční fáze; Fáze 2 – dýchání s nosním klipem; Fáze 3 – dýchání s náustkem a nosním klipem; Fáze 4 – soustředěné/pravidelné dýchání bez náustku a nosního klipu; Fáze 5 – soustředěné/pravidelné dýchání s náustkem a nosním klipem.

U většiny probandů se parametry  $nZ_{VT}$  a  $nf_d$  v průběhu všech fází snižovaly, což by mohlo znamenat adaptaci organismu na měnící se podmínky dýchání. Větší změny byly pozorovány u dechových objemů než u dechových frekvencí. V obou fázích dýchání s náustkem byla okamžitě po vložení náustku pozorována větší skoková změna dechových objemů v porovnání s ostatními fázemi. Srovnání počátečních dechových objemů podle jednotlivých fází také je v souladu s provedenou statistickou analýzou.

Podle tabulky 6.2 nejsou průměrné změny tepové frekvence a saturace krve kyslíkem kritické a pohybují se v rozmezí normálních fyziologických hodnot. Trendy těchto parametrů se mohly u jednotlivých probandů odlišovat, ale podle výsledných průměrů byl pozorován pouze mírný pokles/zvýšení HR a  $SpO_2$ . Na transkutánní parciální tlak oxidu uhličitého  $tcpCO_2$  mělo nejvýznamnější vliv použití náustku. Ve fázi soustředěného/pravidelného dýchání s náustkem a nosním klipem byl pozorován největší pokles  $tcpCO_2$ , což potvrzuje možnou hyperventilaci probandů při použití náustku a

nosního klipu během ventilačního experimentu. Postupné snížení hodnot  $tcpCO_2$  v obou fázích dýchání s náustkem mohlo být způsobeno zvýšením dechových objemů, což vedlo k rychlejšímu odvětrávání  $CO_2$  z organismu. Je nutné zmínit, že  $tcpCO_2$  se neměnil u všech probandů, u některých byl tento parametr po celou dobu experimentu konstantní.

Změna  $tcpCO_2$  při normálním, klidném dýchání bez náustku a nosního klipu je podmíněna provedenou randomizací fází. U některých probandů referenční fáze probíhala po fázích dýchání s náustkem, při nichž byl pozorován pokles  $CO_2$ , a proto se po odstranění náustku snížená hladina  $CO_2$  vracela na původní hodnoty. Z tohoto důvodu se  $tcpCO_2$  během referenční fáze buď neměnil, nebo se zvyšoval v závislosti na tom, jestli sledovaná fáze následovala po fázi s náustkem.

### 6.3 Limitace metod měření

Limitací provedeného měření bylo použití samotného EIT systému PulmoVista 500. Umístění elektrodového pásu na hrudník probanda v oblasti 5. mezižebního prostoru je u žen poměrně problematické, proto bylo rozhodnuto provést tuto studii pouze na mužích. Nesprávná poloha pásu by mohla ovlivnit měření a vést ke zkresleným výsledkům experimentu. Na pravidelné umístění elektrodového pásu měla také vliv postava dobrovolníka. U štíhlých jedinců byl důkladně zkontrolován kontakt mezi elektrodami a kůží, protože mohlo dojít k nedokonalému přilehnutí centrální elektrody v oblasti sternu.

Další limitací EIT systému bylo měření změn bioimpedance tkáně v arbitrárních jednotkách (AU), což neumožňuje jednoduchý převod amplitud signálu na jednotky objemu.



## 7 Závěr

V rámci bakalářské práce byl proveden experiment na 16 dobrovolnících, jehož cílem bylo stanovit vliv náustku, nosního klipu a pokynů k soustředěnému a pravidelnému dýchání probanda na dechové objemy a frekvence.

Parametry normalizovaných dechových objemů a frekvencí změřených za stanovených podmínek dýchání byly porovnávány s normálním, klidným dýcháním jednotlivých probandů. Podle provedené statistické analýzy bylo zjištěno, že použití náustku a nosního klipu způsobilo statisticky významné zvýšení dechových objemů, a to jak při normálním, tak i při soustředěném dýchání ( $p_{ZVT3} = 0,0004$  a  $p_{ZVT5} = 0,0001$ ). Nicméně změny dechové frekvence byly ovlivněny pouze nosním klipem ( $p_{f2} = 0,0201$ ). V ostatních fázích experimentu se zkoumané parametry statisticky významně neměnily.

## Seznam použité literatury

- [1] MILLER, M. R. Standardisation of spirometry. *European Respiratory Journal* [online]. 2005, 26(2), 319-338 [cit. 2021-10-23]. ISSN 0903-1936. Dostupné z: doi:10.1183/09031936.05.00034805
- [2] PEREZ, W. a M. J. TOBIN. Separation of factors responsible for change in breathing pattern induced by instrumentation. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1985, 59(5), 1515-1520 [cit. 2022-04-18]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1985.59.5.1515
- [3] KITTNAR, O. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4. [cit. 2021-03-12].
- [4] MERKUNOVÁ, A. a M. OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. *Psyché* (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.
- [5] REHMAN, M., R. A. SHAH, M. B. KHAN, et al. RF Sensing Based Breathing Patterns Detection Leveraging USRP Devices. *Sensors* [online]. 2021, 21(11) [cit. 2021-10-18]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21113855
- [6] GIBSON, G.J. Spirometry: then and now. *Breathe* [online]. 2005, 1(3), 206-216 [cit. 2021-10-23]. ISSN 1810-6838. Dostupné z: doi:10.1183/18106838.0103.206
- [7] LUMB, A. B. *Pulmonary Ventilation*. *Nunn's Applied Respiratory Physiology* [online]. Elsevier, 2017, 2017, 73-88.e2 [cit. 2022-04-16]. ISBN 9780702062940. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-7020-6294-0.00005-8
- [8] OSTER, G. D. a A. W. POLLISTER, ed. *Physical techniques in biological research*. New York: Academic Press, 1962 [cit. 2021-10-23].
- [9] TOBIN, M. J. Breathing pattern analysis. *Intensive Care Medicine* [online]. 1992, 18(4), 193-201 [cit. 2021-10-23]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/BF01709831
- [10] BODENSTEIN, M., M. DAVID a K. MARKSTALLER. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Critical Care Medicine* [online]. 2009, 37(2), 713-724 [cit. 2022-04-17]. ISSN 0090-3493. Dostupné z: doi:10.1097/CCM.0b013e3181958d2f
- [11] BROWN, BH. Electrical impedance tomography (EIT): a review. *Journal of Medical Engineering & Technology* [online]. 2009, 27(3), 97-108 [cit. 2022-04-17]. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi:10.1080/0309190021000059687
- [12] LEONHARDT, S. a B. LACHMANN. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? *Intensive Care Medicine* [online]. 2012,

38(12), 1917-1929 [cit. 2021-10-23]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-012-2684-z

[13] PUTENSEN, C., H. WRIGGE a J. ZINSERLING. Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. *Current Opinion in Critical Care* [online]. 2007, 13(3), 344-350 [cit. 2021-10-23]. ISSN 1070-5295. Dostupné z: doi:10.1097/MCC.0b013e328136c1e2

[14] JOHN, R. t E. St. a P. D. THOMSON. Noninvasive Respiratory Monitoring. *Critical Care Nursing Clinics of North America* [online]. 1999, 11(4), 423-435 [cit. 2021-10-23]. ISSN 08995885. Dostupné z: doi:10.1016/S0899-5885(18)30134-5

[15] KUBICEK, W. G., E. KINNEN a A. EDIN. Calibration of an impedance pneumograph. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1964, 19(3), 557-560 [cit. 2021-10-23]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1964.19.3.557

[16] FREUNDLICH, J. J. a J. C. ERICKSON. Electrical Impedance Pneumography for Simple Nonrestrictive Continuous Monitoring of Respiratory Rate, Rhythm and Tidal Volume for Surgical Patients. *Chest* [online]. 1974, 65(2), 181-184 [cit. 2021-10-24]. ISSN 00123692. Dostupné z: doi:10.1378/chest.65.2.181

[17] GRENVIK, A., S. BALLOU, E. MCGINLEY, J. E. MILLEN, W. L. COOLEY a P. SAFAR. Impedance Pneumography. *Chest* [online]. 1972, 62(4), 439-443 [cit. 2021-10-24]. ISSN 00123692. Dostupné z: doi:10.1378/chest.62.4.439

[18] TESCHNER, E., IMHOFF, M. LEONHARDT, S. Electrical impedance tomography: The realization of regional lung monitoring 2nd edition. Dräger, Lübeck, Německo, 2011 [online] [cit. 2021-12-23]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/282657036\\_Electrical\\_Impedance\\_Tomography\\_The\\_realisation\\_of\\_regional\\_ventilation\\_Monitoring\\_2nd\\_edition](https://www.researchgate.net/publication/282657036_Electrical_Impedance_Tomography_The_realisation_of_regional_ventilation_Monitoring_2nd_edition)

[19] TOBIN, M. J. Respiratory Monitoring. *JAMA: The Journal of the American Medical Association* [online]. 1990, 264(2) [cit. 2022-04-22]. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.1990.03450020096034

[20] RAFL, J., F. KULHANEK, P. KUDRNA, V. ORT a K. ROUBIK. Response time of indirectly accessed gas exchange depends on measurement method. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* [online]. 2018, 63(6), 647-655 [cit. 2022-04-17]. ISSN 1862-278X. Dostupné z: doi:10.1515/bmt-2017-0070

[21] TCM4/40 operator's manual. Radiometer Medical ApS, Brønshø, Dánsko, 2011 [online]. [cit. 2022-04-22]. Dostupné z: <https://manualzz.com/doc/6358715/tcm4-40-operator-s-manual>

- [22] Lemon Medical. *OUR VIRAL AND BACTERIAL FILTERS*. Lemon Medical GmbH, Hammelburg, Německo [online] [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: <https://lemonmed.com/en/filters/>
- [23] ASKANAZI, J., P. A. SILVERBERG, R. J. FOSTER, A. I. HYMAN, J. MILIC-EMILI a J. M. KINNEY. Effects of respiratory apparatus on breathing pattern. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1980, 48(4), 577-580 [cit. 2021-03-08]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1980.48.4.577
- [24] WEISSMAN, C., J. ASKANAZI, J. MILIC-EMILI a J. M. KINNEY. Effect of respiratory apparatus on respiration. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1984, 57(2), 475-480 [cit. 2021-03-12]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1984.57.2.475
- [25] HAN, J. N., K. STEGEN, M. CAUBERGHIS a K.P. VAN DE WOESTIJNE. Influence of awareness of the recording of breathing on respiratory pattern in healthy humans. *European Respiratory Journal* [online]. 1997, 10(1), 161-166 [cit. 2021-03-08]. ISSN 00000000. Dostupné z: doi:10.1183/09031936.97.10010161
- [26] GILBERT, R., J. H. AUCHINCLOSS, J. BRODSKY a W. BODEN. Changes in tidal volume, frequency, and ventilation induced by their measurement. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1972, 33(2), 252-254 [cit. 2021-03-12]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1972.33.2.252
- [27] MILTOVÁ, A. Realizace spirometrického vyšetření pomocí EIT. MS thesis. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum., 2018. [online] [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/80719>
- [28] PulmoVista® 500 SW 1.30 B650 | Ventilace a a respirační monitoring pro JIP| Ventilace a respirační monitoring | Vyhledávač produktů | Dräger. Dräger, Lübeck, Německo [online]. [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: [https://www.draeger.com/cs\\_cz/Products/PulmoVista-500](https://www.draeger.com/cs_cz/Products/PulmoVista-500)
- [29] CARESCAPE B650 | Patient Monitoring | GE Healthcare (United States). GE Healthcare Systems | GE Healthcare (United States) [online]. [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: <https://www.gehealthcare.com/products/patient-monitoring/patient-monitors/carescape-monitor-b650>
- [30] TCM4 Series. Radiometer Medical ApS, Brønshø, Dánsko, 2010 [online]. [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: [http://mss.co.th/pdf/ProductLine\\_Brochure\\_en\\_low.pdf](http://mss.co.th/pdf/ProductLine_Brochure_en_low.pdf)
- [31] Home Page (Welcome) | Real Statistics Using Excel. Home Page (Welcome) | Real Statistics Using Excel [online]. Copyright © 2021 REAL STATISTICS USING EXCEL [cit. 29.08.2021]. Dostupné z: <https://www.real-statistics.com>

[32] ROGALEWICZ, V. Pravděpodobnost a statistika pro inženýry. Vyd. 2., přeprac. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 2007, c1998. ISBN 978-80-01-03785-0. [cit. 2022-05-06].

## Příloha A: Výsledky

Tabulka A.1: Průměry normalizovaných objemů  $Z_{VT}$  vypočítané ze všech probandů.

Číslo probanda	Průměry normalizovaných objemů $Z_{VT}$ [-]				
	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 3	Fáze 4	Fáze 5
	Referenční fáze	Dýchání pouze s nosním klipem	Dýchání s náustkem a nosním klipem	Soustředěné dýchání bez náustku a nosního klipu	Soustředěné dýchání s náustkem a nosním klipem
01	1,000	1,130	1,112	<b>2,268*</b>	2,010
02	1,000	1,092	1,472	1,064	1,694
03	1,000	0,821	0,916	0,914	1,232
04	1,000	0,994	1,593	1,084	1,368
05	1,000	0,826	1,002	0,950	0,988
06	1,000	1,147	1,566	1,004	1,597
07	1,000	1,080	1,212	1,046	1,109
08	1,000	1,025	1,279	0,956	1,139
09	1,000	0,943	1,125	1,001	1,367
10	1,000	1,060	1,240	1,010	1,302
11	1,000	0,824	1,137	1,048	<b>2,384*</b>
12	1,000	1,102	<b>2,264*</b>	0,830	1,256
13	1,000	1,070	1,513	1,031	1,435
14	1,000	0,690	1,355	<b>0,743*</b>	1,600
15	1,000	0,931	1,049	1,157	1,107
16	1,000	0,799	1,133	<b>1,536*</b>	1,384

\* - označení významně odlišných odlehlých hodnot.

Tabulka A.2: Průměry normalizovaných frekvencí  $f_d$  vypočítané ze všech probandů.

Číslo probanda	Průměry normalizovaných frekvencí $f_d$ [-]				
	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 3	Fáze 4	Fáze 5
	Referenční fáze	Dýchání pouze s nosním klipem	Dýchání s náustkem a nosním klipem	Soustředěné dýchání bez náustku a nosního klipu	Soustředěné dýchání s náustkem a nosním klipem
01	1,00	1,07	1,06	1,19	1,06
02	1,00	1,00	0,90	0,90	0,91
03	1,00	1,23	1,28	1,11	1,28
04	1,00	0,93	0,80	0,99	0,99
05	1,00	1,33	1,31	1,32	1,27
06	1,00	1,41	1,13	0,87	0,87
07	1,00	0,93	1,41	1,19	1,79
08	1,00	1,02	0,99	0,99	1,40
09	1,00	1,22	1,62	1,50	1,04
10	1,00	0,98	0,90	0,94	0,99
11	1,00	0,98	0,89	1,03	0,70
12	1,00	1,05	0,64	<b>1,58*</b>	1,31
13	1,00	1,04	1,16	0,99	1,07
14	1,00	1,11	1,08	1,11	1,49
15	1,00	1,14	1,16	1,09	1,06
16	1,00	1,03	0,92	0,98	0,86

\* - označení významně odlišných odlehlých hodnot.

# Příloha B: Karta probanda a protokol měření

## Karta probanda

### Výzkumný projekt:

Změna dechového vzorce u dobrovolných probandů při ventilačních experimentech

**ID probanda:**

### Základní údaje:

**Jméno:**

**Místo bydliště:**

**Příjmení:**

**Kontakt:**

**Věk:**

**Rodné číslo:**

### Naměřené údaje:

**Výška (cm):**

**Hmotnost (kg):**

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

< 30     > 30 (obezita)

**Obvod hrudníku (cm):**

**Velikost pásů:**

**S** (70–85 cm)

**M** (80–96 cm)

**L** (92–110 cm)

**XL** (106–127 cm)



**Doplňující informace:**

Nemoci respirační soustavy:

Prodělané nemoci respirační soustavy:

Aktivní implantáty:

Zdravotní stav:

zdravý

nemocný

Poznámky:

**Proband**    **podepsal**    **informovaný**  
**souhlas:**

ano

ne

**Zaznamenal:**

**Dne:**

# Protokol měření

## Výzkumný projekt:

### Změna dechového vzoru dobrovolných probandů při ventilačních experimentech

**ID probanda:**

**Datum:**

**Čas:**

**Místo:**

**Protokol vyplnil:**

#### Personální zajištění:

Pozice	Funkce	Jméno
Zkoušející	Vede měření, vyplňuje protokol	
Obsluha EIT	Nasazuje elektrodový pás, obsluhuje EIT systém PulmoVista 500	
Obsluha Monitoru vitálních funkcí	Kontroluje stav probanda na monitoru vitálních funkcí, obsluhuje záznam dat	

#### Technické zajištění:

Přístroj	Název	Připraven
EIT	Dräger PulmoVista 500	
Monitor vitálních funkcí	Carescape B650	
Transkutánní monitor	Tosca TCM4	

## 1. Nastavení přístrojů

- Zapnutí a temperace přístrojů (čas dle návodu).

EIT:

- Kontrola obnovovací frekvence – 50 Hz
- Kontrola frekvence proudu – 130 kHz
- Kontrola místa paměti
- Self-test přístroje

Monitor vitálních funkcí:

- Nastavení měřených parametru – EKG, SpO2, flow, paw, CO2
- Nastavení vzorkovací frekvence – 25 Hz.
- Kontrola vodní pasti
- Zapojení všech periférií
- Propojení monitoru s počítačem (S5 Collect).

Monitor pro transkutánní měření dýchacích plynů:

- Kalibrace přístroje
- Příprava elektrody pro měření

## 2. Příprava k měření

- Seznámení probanda s měřením, zapsání ID do protokolu a karty probanda.
- Odstranění možných zdrojů elektro-magnetického rušení (včetně mobilních telefonů).
- Nastavení měření nového probanda na EIT.
- Výběr velikosti elektrodového pásu (dle karty probanda):

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"/>

- Příprava elektrodového pásu + nanesení EKG gelu na každou elektrodu.
- Vyhmatání 5. mezižebří, zřetelné označení místa na těle probanda pomocí fixu.

**Poznámky k přípravě měření:**

### 3. Měření parametrů dýchání za určitých podmínek:

- Výběr parametrů HR,  $SpO_2$ ,  $EtCO_2$  v softwarovém programu S/5 Collect
- Umístění elektrodového pásu na označené místo na hrudníku probanda.
- Připojení elektrodového pásu k EIT přístroji.
- Umístění probanda do polohy v polosedě.
- Na EIT zvolit nového probanda.
- Kalibrace EIT

- Spuštění záznamu na EIT přístroji

Název souboru:

- Spuštění záznamu v software S5 Collect

Název souboru:

- Spuštění stopek
- Následně minimálně pět minut v klidu vyčkávat na stabilizaci signálu. 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 probandovým hrudníku, zaznamenání č. fotografie.

Označení fotografie:

- Opakované měření pomocí EIT přístroje pro stav bez náustku a nosního klipu (klidné dýchání), jen s nosním klipem, s nosním klipem a náustkem a soustředěné dýchání probandu. Pořádek fází je randomizován před začátkem experimentu. Proband dýchá v každé fázi po dobu osmi minut. V průběhu experimentu do tabulky níže se zaznamenává čas na stopkách na začátku a konci každé fáze. Po ukončení záznamu EIT, MVF a TCM se zaznamenají jejich názvy do tabulky níže.

Fáze experimentu:

Fáze 0 – Stabilizační fáze

Fáze 1 – Klidné dýchání

Fáze 2 – Dýchání s nosním klipem

Fáze 3 – Dýchání s nosním klipem a náustkem

Fáze 4 – Soustředěné dýchání bez nosního klipu a náustku

Fáze 5 – Soustředěné dýchání s nosním klipem a náustkem

	<b>EIT záznam</b>	<b>Monitor vitálních funkcí</b>	<b>TCM</b>
Název záznamu			
Fáze __	Začátek: Konec:	Začátek: Konec:	Marker ____
Fáze __	Začátek: Konec:	Začátek: Konec:	Marker ____
Fáze __	Začátek: Konec:	Začátek: Konec:	Marker ____
Fáze __	Začátek: Konec:	Začátek: Konec:	Marker ____
Fáze __	Začátek: Konec:	Začátek: Konec:	Marker ____
Fáze __	Začátek: Konec:	Začátek: Konec:	Marker ____

**Poznámky k měření:**

#### 4. Ukončení měření

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

**Poznámky k ukončení měření:**

# Příloha C: Žádost o projednání se souhlasem etické komise FBMI



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sltná 3105, 272 01 Kladno

## 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: Vlivy měnící dechový vzor probanda při ventilačních experimentech

Name of the project: Influences changing the breathing pattern of probands in ventilation experiments

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail): Ing. Václav Ort, KBT FBMI ČVUT, ortvacla@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu (do 100 slov):

V rámci dřívějších ventilačních experimentů vzniklo podezření, že použití náustku, nosního klipu, případně pokynu pro klidné dýchání může ovlivnit výsledný dechový vzor probandů a to především zvýšením dechové aktivity probanda. Tyto vlivy jsou běžnou součástí ventilačních experimentů i standardních spirometrických vyšetření. Cílem tohoto projektu je prozkoumat dopad jmenovaných vlivů na výsledný dechový vzor probanda a dále prozkoumat možnosti prevence těchto vlivů. Pro záznam dechové aktivity probandů bude použita elektrická impedanční tomografie a pro fyziologický stav probandů bude zaznamenán pomocí monitoru vitálních funkcí. Každý proband bude vystaven všem zkoumaným vlivům v náhodném pořadí.

Charakter projektu:

Grantová úloha (název agentury):

Výzkum výzkumného týmu (specifikace): Nekonvenční umělá plicní ventilace

Kvalifikační práce (specifikace): Bakalářská práce: Elizaveta Amelina (BMT)

Jiné:

Seznam příkládaných dokumentů:

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

V Kladně dne 1. 3. 2022

podpis hlavního řešitele

## Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

*FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 10. 3. 2022 platný do: 31. 12. 2024  
pod číslem: C 20/2022

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šlíková, Ph.D. (předsedkyně), RNDr. Taťana Jarošíková, CSc., prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., doc. Ing. Petr Kudrna, Ph.D., Ing. Lucie Šedzmáková, MUDr. Radek Matlach rozhodl/a předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne

10. 3. 2022

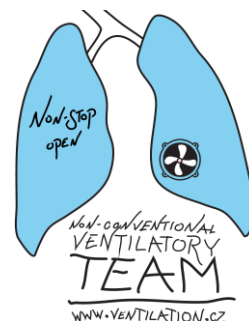
ETICKÁ KOMISE  
České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sltná 3105  
razítko etické komise FBMI ČVUT

Mgr. Martina Dingová Šlíková, Ph.D.  
podpis předsedy etické komise



## Příloha D: Informovaný souhlas

# Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení



### Název projektu:

Vlivy měnicí dechový vzor probanda při ventilačních experimentech

### Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště:

Ing. Václav Ort, Elizaveta Amelina, ČVUT v Praze, FBMI.

Vážená studentko, vážený studente,

výzkumný projekt „Vlivy měnicí dechový vzor probanda při ventilačních experimentech“, prováděný na FBMI ČVUT, se zabývá studiem toho, jak použití náustku, nosního klipu a pokyny examinátorů ovlivňují dechový vzor člověka v rámci ventilačních experimentů. V rámci předchozích ventilačních experimentů vzniklo podezření na významné ovlivnění výsledného dechového vzoru probandů výše jmenovanými vlivy. Tento jev může mít negativní dopad na správnou interpretaci naměřených dat a tedy i znehodnocení celého měření.

Cílem toho projektu je prozkoumat změny dechového vzoru způsobené těmito vlivy a případně nalézt možnosti prevence těchto vlivů.

Projekt je řešen v rámci bakalářské práce i standardního výzkumu týmu pro Nekonvenční umělou plicní ventilaci. Výsledky tohoto projektu mohou být důležité pro návrh dalších ventilačních experimentů a podle současné literatury nebyl takovýto projekt doposud řešen.

### Průběh měření:

Experiment je prováděn na zdravých dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů FBMI. Pro naměření dat bude použit monitor vitálních funkcí Carescape B650 (nebo podobný) a elektrický impedanční tomograf PulmoVista 500. Dle změřené velikosti obvodu hrudníku bude probandovi přidělen elektrodový pás se šestnácti elektrodami. Pásem prochází velmi slabý elektrický proud (v souladu s IEC 60601-1), na jehož základě bude měřena elektrická impedance hrudníku. Dále bude měřeno EKG pomocí nalepovacích či příložných elektrod, saturace krve kyslíkem pomocí prstového klipsu a složení dechových plynů spirometrickou sondou v příslušných fázích experimentu.

V rámci experimentu bude měřeno dýchání s náustkem a/nebo s nosním klipem a/nebo po pokynu examinátora pro úpravu dýchání v randomizovaném pořadí.

### Vylučovací kritéria a zdravotní rizika:

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

Diskomfortem, který může během měření vzniknout, je celková doba probíhajícího měření, která se pohybuje okolo 50 minut. EIT vyšetření je zcela bezpečné a nejsou známy žádné vedlejší účinky ani rizika.

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

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

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

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

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

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

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

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 50 minut.

Studie se zúčastní 15 až 30 probandů.

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

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

Jméno probanda:

Odpovědný řešitel:

Datum narození:

Podpis odpovědného řešitele:

Podpis probanda:

Datum:

Datum:

## **Příloha F: Obsah přiloženého CD/DVD**

1. Klíčová slova (čj, aj)
2. Abstrakt česky
3. Abstract in English
4. Naskenované zadání bakalářské práce
5. Kompletní bakalářská práce
6. Podklady ke studii:
  - žádost o projednání se souhlasem etické komise FBMI,
  - informovaný souhlas
  - karta probanda,
  - protokol měření.