



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

## **Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace**

Reliability of non-invasive measurement of tissue effects  
of lung ventilation

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Filip Kulhánek

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.

---

**Kladno 2015/2016**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student:                   **Bc. Filip Kulhánek**  
Studijní obor:           Biomedicínský inženýr  
Téma:                      **Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace**  
Téma anglicky:         Reliability of non-invasive measurement of tissue effects of lung ventilation

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

Cílem diplomové práce je porovnat parametry moderních diagnostických metod určených k neinvazivnímu monitorování efektů spontánní a umělé plicní ventilace a monitorování regionálních tkáňových parametrů výměny plynů. Navrhněte a proveďte studii na zdravých dobrovolnících, jejímž cílem je porovnat parametry přístrojů pro neinvazivní monitorování efektů ventilace z hlediska jejich odezvy na náhlé změny složení inspirační směsi plynů (CO, CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>).

### Seznam odborné literatury:

- [1] Pacht J., Roubík K., Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí, ed. 1, Karolinum, Praha, 2003, ISBN 80-246-0479-5  
[2] Dostál P., et al., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3

Vedoucí:                   Ing. Jakub Ráfl  
Konzultant:              prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Zadání platné do:       20.08.2017

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 23.11.2015

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem *Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace* 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 20.5. 2016

.....  
Bc. Filip Kulhánek



EVROPSKÁ UNIE  
EVROPSKÝ FOND PRO REGIONÁLNÍ ROZVOJ  
INVESTICE DO VAŠÍ BUDOUCNOSTI



## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych tímto poděkoval především mému vedoucímu Ing. Jakubu Ráflovi, Ph.D. za jeho přístup a odborné vedení diplomové práce. Velké poděkování také patří Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za jeho pomoc při instalaci měřicích přístrojů, Ing. Václavu Ortovi za jeho ochotu při zodpovídání mých dotazů a v neposlední řadě také Ing. Markétě Masopustové za její pomoc při objednávání potřebných komponent a komunikaci s externími firmami.

Tato diplomová práce byla podpořena z projektu *Infrastruktura pro biomedicínské inženýrství* (BIOKOS), reg. č. CZ.1.05/4.1.00/04.0193 a projektu *Výzkum nekonvenčních technik umělé plicní ventilace*, SGS14/216/OHK4/3T/17.

## Název diplomové práce:

Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace

### Abstrakt:

S rozvojem moderní medicíny stoupají nároky na snížení invazivnosti monitorovacích procedur a rychlé informace o vývoji vnitřního prostředí pacienta. Do popředí se tedy dostávají neinvazivní systémy pro monitoraci pacienta. Dosud však nebyla publikována žádná studie, jež by přehledně a komplexně zhodnotila rychlosti odezvy jednotlivých metod a přístrojů určených pro neinvazivní monitoring.

Cílem této práce bylo porovnat parametry moderních diagnostických metod určených k neinvazivnímu monitorování efektů spontánní a umělé plicní ventilace a monitorování regionálních tkáňových parametrů výměny plynů z hlediska jejich odezvy na náhlé změny složení inspirační směsi plynů (CO, CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>).

Pro řešení práce byla navržena a vytvořena ventilační soustava, jež dokázala skokově měnit složení inspiračních směsí při zachování spontánní dechové aktivity probanda. S použitím této ventilační sestavy se posléze uskutečnil experiment na 16 zdravých dobrovolnících, při kterém probandi dýchali postupně směs hypoxickou, hyperkapnickou, hyperoxickou a směs s 0,3 % oxidu uhelnatého.

Bylo zjištěno, že na skokové změny koncentrace kyslíku v inspirační směsi nejrychleji reagovaly parametry  $SpO_2$  a  $rSO_2$  s rychlostí přibližně 60 s pro dosažení 20 % změny signálu. Vhodnou alternativou je parametr  $tcpO_2$ , jenž reagoval s obdobnou rychlostí, avšak dosahoval téměř dvojnásobného času útlumu. Na skokové změny koncentrace oxidu uhličitého v inspirační směsi nejrychleji reagoval parametr  $EtCO_2$ , který dosahoval až dvojnásobné rychlosti změny i útlumu signálu, oproti parametru  $tcpCO_2$ . Na přítomnost oxidu uhelnatého v dýchané směsi reagoval pouze parametr  $SpCO$ , a to s rychlostí okolo 200 s.

Při porovnání parametrů  $SpO_2$  přístrojů Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo), pro jednotlivé ventilační fáze, bylo zjištěno, že signály od všech tří přístrojů si jsou velmi podobné ( $R^2=0,99$ ). Avšak během hyperkapnické a hyperoxické fáze dochází k jejich rozrůznění vlivem rozdílných vzorkovacích frekvencí a saturace signálů.

Z naměřených dat lze říci, že veškeré parametry daných přístrojů se chovaly adekvátně vzhledem ke změnám koncentrací plynů v inspirační směsi a poskytovaly odezvu na náhlou změnu koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého s rychlostí okolo 60 s.

### Klíčová slova:

časová odezva, neinvazivní monitorace, inspirační směs,  $SpO_2$ ,  $tcpO_2$

## **Master's Thesis title:**

Reliability of non-invasive measurement of tissue effects of lung ventilation

## **Abstract:**

The decrease of invasiveness of monitoring devices is required in modern medicine as well as the fast information about a patient's condition. The non-invasive systems for monitoring a patient's condition are therefore preferred. However, a complex study evaluating the response time of such methods and devices has not been published yet.

The aim of this study is to compare parameters of modern diagnostic methods which are used for non-invasive monitoring of the effects of spontaneous and mechanical ventilation and also for monitoring regional tissue parameters of gas exchange from the point of their response to sudden changes in composition of the inspired gas mixture (CO, CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>).

An experimental ventilation set was proposed and assembled in this study. This assemblage was able to change compositions of inspiration gas suddenly while allowing probands to breathe spontaneously. Experiment with 16 healthy volunteers was arranged. The volunteers inhaled a hypoxic gas mixture, then a hypercapnic mixture, a hyperoxic mixture and finally a mixture with 0.3 % carbon monoxide.

It was found that parameters with the fastest response for sudden change of oxide concentration in inhaled gas were *SpO<sub>2</sub>* and *rSO<sub>2</sub>* with the response of about 60 sec (measured in 20 % change of the signal). Parameter *tcpO<sub>2</sub>* was the suitable alternative that had almost the same time of response, but its time of depression was almost double. Parameter *EtCO<sub>2</sub>* showed the fastest response for carbon dioxide change in the inspiration mixture. Its time of the 20 % change and time of depression were almost half in comparison with the parameter *tcpCO<sub>2</sub>*. *SpCO* was the only parameter with a reaction to the change of carbon monoxide. The speed of its response was about 200 sec.

Comparison of the parameter *SpO<sub>2</sub>* of devices Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE) and Root Radical-7 (Masimo) showed that the signals were very similar ( $R^2=0.99$ ). But the signals became diversified during the hypercapnic and hyperoxic phases because of different sampling rate and signal saturation.

The measured data showed that all parameters of the devices reacted adequately to the gas concentration changes in inspiration mixtures. All parameters provided responses to the sudden change of oxide and carbon dioxide concentration in about 60 sec.

## **Key words:**

Time response, non-invasive monitoring, inspired gas mixture, *SpO<sub>2</sub>*, *tcpO<sub>2</sub>*

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b> .....	<b>1</b>
1.1	Metody neinvazivní monitorace tkáňových efektů .....	2
1.1.1	Transkutánní měření krevních plynů.....	2
1.1.2	Kapnometrie a kapnografie .....	3
1.1.3	Perfuzní index .....	4
1.1.4	Blízká infračervená spektroskopie .....	5
1.2	Limitace neinvazivních metod.....	6
1.3	Cíle práce.....	7
<b>2</b>	<b>Metody</b> .....	<b>8</b>
2.1	Ventilační okruh .....	9
2.2	Experiment.....	12
2.2.1	Příprava měřicího stanoviště .....	12
2.2.2	Příprava měření .....	14
2.2.3	Postup měření .....	17
2.2.4	Ukončení měření .....	19
2.3	Použité přístroje.....	20
2.3.1	TOSCA TCM4 .....	20
2.3.2	Modul Radical-7 a monitor Root .....	21
2.3.3	Nellcor N-600.....	24
2.3.4	CARESCAPE B650 .....	25

2.3.5	KM 100-3MEM.....	28
2.3.6	PA 7.0.....	29
2.4	Zpracování a analýza dat .....	30
2.5	Statistické zpracování .....	35
<b>3</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>36</b>
<b>4</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>52</b>
<b>5</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>61</b>
<b>6</b>	<b>Literatura.....</b>	<b>63</b>
<b>7</b>	<b>Přílohy.....</b>	<b>68</b>
7.1	Obsah CD .....	68
7.2	Tabulky vypočtených hodnot .....	69
7.3	Ukázkové signály jednotlivých parametrů .....	74
7.4	Informovaný souhlas .....	78
7.5	Karta probanda .....	82
7.6	Protokol měření .....	86
7.7	Schválení etické komise .....	99



## Seznam zkratek

$tcpO_2$	(mmHg)	Transkutánní tlak kyslíku v krvi
$tcpCO_2$	(mmHg)	Transkutánní tlak oxidu uhličitého v krvi
$PaO_2$	(mmHg)	Parciální tlak kyslíku v arteriální krvi
$PaCO_2$	(mmHg)	Parciální tlak oxidu uhličitého v arteriální krvi
$EtCO_2$	(%)	Koncentrace oxidu uhličitého na konci výdechu
$SpO_2$	(%)	Saturace krve kyslíkem v periférii
$PI$	(%)	Perfuzní index
$rSO_2$	(%)	Regionální oxygenace
$PR$	( $\text{min}^{-1}$ )	Tepová frekvence
$RR$	( $\text{min}^{-1}$ )	Dechová frekvence
$R^2$	(-)	Koeficient determinace
NIRS		Near-infrared spectroscopy (blízká infračervená spektroskopie)

# 1 Úvod

Sledování fyziologických funkcí tvoří nedílnou součást klinické i intenzivní medicíny. Jedná se o pravidelné hodnocení parametrů, jejich dokumentace a sledování jejich trendů s ohledem na vývoj onemocnění a diagnostický a léčebný postup.

S rozvojem moderní medicíny stoupají nároky na snížení invazivnosti monitorovacích procedur, tzn. vyvinutí takového systému monitorace, při kterém nedochází k porušení kožního krytu a přímému kontaktu s tkáněmi či tělními tekutinami pacienta. Do popředí se tedy dostávají neinvazivní systémy pro monitoraci pacienta. Tyto systémy využívají striktně metody založené na prostupu energie skrze pacientovy tkáně nebo vydechované plyny a minimalizují tak zdravotní rizika spojená s vyšetřením. Neinvazivní měření krevních plynů a dalších parametrů je v současné době označováno za jednu z nejvíce technologických a průlomových cest v oblasti monitorování pacientů na umělé plicní ventilaci [1].

Plicní ventilace je technika určená pro zajištění dostatečného průtoku plynů respiračním systémem pacienta za plné či částečné pomoci plicního ventilátoru. Tento přístroj zajišťuje krátkodobou nebo dlouhodobou podporu pacienta, u něhož došlo k závažné poruše ventilační nebo oxygenační funkce respiračního systému. K zajištění správné účinnosti je však třeba neustále sledovat hodnoty fyziologických funkcí, které jsou přímo ovlivňovány činností plicního ventilátoru.

Obvykle jsou hodnoty parciálního tlaku kyslíku, oxidu uhličitého a dalších plynů získávány pomocí odebrání vzorků arteriální krve, které jsou pak dále vyhodnocovány. U této metody se však může vyskytovat značná prodleva mezi odebráním vzorku a jeho laboratorním vyhodnocením, což je vzhledem k faktu, že se na jeho základě mají stanovit budoucí kroky v léčbě pacienta, nežádoucí. [2]

# 1.1 Metody neinvazivní monitorace tkáňových efektů

## 1.1.1 Transkutánní měření krevních plynů

Možnost kontinuálního sledování vývoje parciálních tlaků kyslíku a oxidu uhličitého v arteriální krvi za pomoci transkutánní metody byla objevena v 70. letech minulého století. Byla hojně využívána v péči o předčasně narozené novorozence z důvodu snížení výskytu slepoty v důsledku nadměrného podávání kyslíku. [3]

Tato metoda využívá vyhřívaného senzoru, jehož teplo dilatuje kožní kapiláry a umožňuje tak oxidu uhličitému a kyslíku difundovat skrz pokožku k senzoru až dvacetkrát rychleji [4]. Na senzoru je pak koncentrace kyslíku, tedy parametr  $tcpO_2$ , měřena pomocí ampérometrie, tzn. elektrický proud, který na elektrodě vzniká, je úměrný množství kyslíku ve tkáni pod ní. Koncentrace oxidu uhličitého, tedy parametr  $tcpCO_2$ , je potom měřena pomocí potenciometrie. Zde o množství oxidu uhličitého vypovídá hodnota napětí.

Transkutánní měření krevních plynů vykazuje značný potenciál při monitoraci neonatálních, pediatrických i dospělých pacientů na umělé plicní ventilaci [5][6]. Ve studii [7] byla porovnávána přesnost této metody oproti kapnometrii u dětí (věk < 48 měsíců) na umělé plicní ventilaci. Zde bylo zjištěno, že průměrná odchylka kapnometrie oproti  $PaCO_2$ , laboratorně změřeného z arteriálních odběrů, byla  $6,8 \pm 5,1$  mmHg, kdežto odchylka u  $tcpCO_2$  činila pouze  $2,3 \pm 1,3$  mmHg.

Dále se tato metoda začíná využívat při odhalování mozkové smrti. Tedy stavu, kdy je pacient oficiálně prohlášen za mrtvého a jeho orgány mohou být poskytnuty k transplantaci. Zde se provádí tzv. Apnea test [8], při kterém je pacientovi dodávána 100% frakce kyslíku po dobu 20 minut. Posléze je pacient od ventilátoru odpojen a bedlivě sledován. Apnea test je standardně prohlášen za pozitivní, pokud pacient nevykazuje žádné dechové úsilí a zároveň jeho  $tcpCO_2$  dosáhne na konci testu hodnoty 60 mmHg, nebo vyšší.

Výrobci obecně doporučují umisťovat měřicí elektrodu na silně prokrvené tkáni bez fyzického poškození, jizev nebo jakýchkoliv kožních abnormalit. Jako možné alternativy

zmiňují například oblast hrudi, laterální stranu břicha, hýždě, mediální stranu stehen, předloktí, lícní kost, ušní lalůček, tváře či čelo.

## 1.1.2 Kapnometrie a kapnografie

Tato metoda je založena na objevu chemika Josepha Blacka, který roku 1875 poprvé zaznamenal existenci plynu, jenž se uvolňuje při výdechu. Tímto plynem byl oxid uhličitý ( $\text{CO}_2$ ), který vzniká jako odpadní produkt buněčného metabolismu. Oxid uhličitý opouští tělo přes plíce a jeho koncentrace ve vydechovaném vzduchu odráží velikost srdečního výdeje. [9]

Kapnometrie měří koncentraci  $\text{CO}_2$ . Jeho koncentraci na konci výdechu označujeme jako end-tidal carbon dioxide ( $\text{EtCO}_2$ ). S každým úderem srdce, kdy je krev vypuzována pravou srdeční komorou do plicního řečiště, je přepravován i oxid uhličitý, jenž je následně vydýchán z těla ven. Jakákoliv odchylka ventilačních parametrů od normálu rychle mění hodnotu  $\text{EtCO}_2$ , a to i za předpokladu, že  $\text{SpO}_2$  zůstává v normě. [10]

Měření pomocí této metody spočívá v absorpci infračerveného (IR) světla, kdy oxid uhličitý absorbuje IR světlo o vlnové délce 4,26  $\mu\text{m}$ . Kapnometr tedy vyzařuje světlo dané vlnové délky a měří rozdíl absorpce mezi referenční hodnotou a testovaným plynem. Množství absorbovaného IR světla je potom úměrné počtu molekul  $\text{CO}_2$  obsažených v testované směsi. Výsledky lze posléze interpretovat jako hodnoty parciálního tlaku (kPa, mmHg) či jako koncentraci v procentech. Jako fyziologické hodnoty jsou uváděny 4,7–6,0 kPa, 35–45 mmHg nebo 4–6 %. [11][12]

V případě kapnografie jde o kontinuální sledování koncentrace či tlaku  $\text{CO}_2$  v dýchacích cestách, interpretovaných pomocí křivky a čísel. Tato metoda velice úzce souvisí s kapnometrií popsanou výše.

Kapnometrie dnes patří mezi standardní monitorovací metodu v klinické praxi. Lze pomocí ní kontrolovat, zda u pacienta na umělé plicní ventilaci nedochází k hypotenzi, nižšímu srdečnímu výdeji, plicní embolii, bronchospasmu nebo jiným komplikacím, jež se projevují změnami  $\text{EtCO}_2$ , které odráží hodnotu  $\text{PaCO}_2$  s průměrnou odchylkou  $6,8 \pm 5,1$  mmHg. [7][13]

Kapnometrií lze taktéž ověřovat správné zavedení endotracheální kanyly, a to i při komplikovaných situacích, jako je například převoz pacientů, kdy je poslechové a vizuální sledování pacienta obtížné [13].

Pomocí kapnometrie lze také indikovat obnovení srdeční činnosti, během CRP bez nutnosti přerušení resuscitace [14]. V prospektivní studii [15] bylo pozorováno, že z celkového počtu 35 resuscitovaných pacientů vykazovalo 9 přeživších pacientů znatelně vyšší průměrnou hladinu  $EtCO_2$ , nežli 26 zbývajících ( $15 \pm 4$  oproti  $7 \pm 5$  mmHg). Hladina vylučovaného  $CO_2$  u pacienta se srdečním selháním tedy může sloužit jako indikátor pravděpodobnosti přežití.

### 1.1.3 Perfuzní index

Perfuzní index ( $PI$ ) udává poměr mezi pulzatilním a nepulzatilním krevním průtokem v periferní tkáni. Optimálním místem pro měření je špička prstu ruky, nohy, dlaň, chodidlo, čelo nebo ušní lalůček. [16]

Z hlediska přístroje  $PI$  zajišťuje kontinuální zpětnou vazbu o síle arteriálního signálu pulzu, což slouží jako indikátor správného umístění senzoru pulzní oxymetrie. Ten při nižších hodnotách  $PI$ , spojených s artefakty vzniklých pohyby, může snížit spolehlivost měření o více jak 38 % v závislosti na použitém zařízení [17]. Z hlediska pacienta pak  $PI$  udává míru prokrvení dané periferie a poskytuje tak důležité informace o stavu této tkáně, zda nedochází k ischemické poruše, šoku či jiným komplikacím způsobených snížením průtoku okysličené krve [16].

Dále bylo prokázáno, že hodnoty periferní perfuze mohou sloužit jako indikátor sympatektomie po podání epidurální anestezie. Dle [18] dochází po podání anestezie ke značné periferní vazodilataci, jež přímo odpovídá koncentraci podaných anestetik.

Bylo zjištěno, že pomocí perfuzního indexu lze také kontrolovat, zda nedošlo k poškození mikrocirkulace v kůře ledvin, a to s 94% přesností [19].

### 1.1.4 Blízká infračervená spektroskopie

Blízká infračervená spektroskopie, též near-infrared spectroscopy (NIRS), je neinvazivní lékařská metoda, pomocí níž lze monitorovat střední hodnotu regionální oxygenace tkání ( $rSO_2$ ). Tato metoda tedy poskytuje nepřímou informaci o kvalitě kapilárního prokrvení dané tkáně. [20][21][22]

Princip metody je založen na spektrální analýze světla procházejícího tkání, tedy na detekci forem hemoglobinu v závislosti na jejich absorpci vlnových délek světla v rozsahu 650–900 nm. Proto se sondy regionálních oxymetrů přikládají na silně prokrvené části těla, jako jsou palcové strany dlaní, vnitřní strany předloktí, vnitřní strany stehen a pravá či levá strana čela. Zde světelné paprsky pronikají kůží a kostí do mozkového parenchymu. Měřením kvantity odražených fotonů jako funkce vlnové délky lze odvodit spektrální absorpci v dané tkáni a stanovit tak její průměrnou oxygenaci. Průměrné hodnoty  $rSO_2$  u zdravých jedinců se pohybují v rozmezí 55–75 %. Změny tohoto parametru v hodnotách 7–10 % v obou směrech znamenají možnou hrozbu ischemie či hyperemie sledované tkáně. [20][21][22]

Přiložením měřicí elektrody na čelo lze tedy kontrolovat oxygenaci mozku během operace, například při subarachnoidálním krvácení, díky čemuž dostává chirurg informace o regionální saturaci přímo z místa zákroku [23]. Metodu lze také použít při diagnostice vaskulární demence. K tomuto postižení dochází při nedokysličení frontálního laloku vlivem častých infarktů [24].

Při upevnění měřicí sondy na konkrétní sval lze přímo sledovat jeho metabolismus. Během cvičení je pak možné pozorovat počáteční překrvení a následnou deoxygenaci tohoto svalu v závislosti na typu svalu a náročnosti cvičení [25]. Výsledné informace se posléze dají použít pro sestavení tréninkového programu pro maximalizaci efektů cvičení pro vrcholové sportovce [24].

Metoda NIRS se také dá použít jako alternativa při diagnostice některých druhů rakoviny. Ve studii z roku 2007 [26] bylo dosaženo přesnosti 96,9 % při rozlišování mezi normální a nádorovou tkání u kolorektálního karcinomu. Rakovinné tkáně disponují odlišným metabolismem a složením, nežli ostatní běžné lidské tkáně, a to lze metodou NIRS pozorovat.

## 1.2 Limitace neinvazivních metod

Neinvazivní metody monitorace mají svá úskalí a limitace. Jednou z takových limitací je například samotná přesnost zvolené metody. Přesností metody měření saturace krve kyslíkem pomocí pulzní oxymetrie se zabývala studie z roku 1997 [27]. Zde bylo testováno celkem sedm pulzních oxymetrů, běžně používaných v klinické praxi, a bylo prokázáno, že v případě hypoxie pacienta ( $SaO_2 = 75 \%$ ) může docházet k odchýlkám hodnot  $SpO_2$  až o  $\pm 13 \%$  v závislosti na použitém přístroji a umístění měřicí elektrody.

Další metodou využívající se v klinické praxi je měření transkutánních tlaků kyslíku ( $tcpO_2$ ) a oxidu uhličitého ( $tcpCO_2$ ) pomocí transkutánního senzoru. Zde bylo prokázáno, že měření  $tcpCO_2$  vykazuje dostatečnou přesnost do  $pCO_2 < 56$  mmHg [28]. Při překročení tohoto tlaku pak dochází k nežádoucímu zkreslení výsledků, někdy až o 8,5 mmHg.

Ke zkreslení výsledků může dále docházet také špatným umístěním měřicích elektrod. Touto problematikou se zabývala studie [29], kde byla zkoumána spolehlivost měření v závislosti na umístění elektrody, v případě metody transkutánního měření krevních plynů. Jako oblasti zájmu byly zvoleny hrud', paže a předloktí. Po korelaci výsledných hodnot s údaji získaných pomocí analýzy arteriálních odběrů bylo zjištěno, že nejpresnějších výsledků je dosaženo při umístění elektrody na hrud'. Koeficient determinace při porovnání  $PaO_2$  a  $tcpO_2$  vyšel v případě předloktí  $R^2=0,30$ , paže  $R^2=0,30$  a hrudi  $R^2=0,76$ . Při porovnání  $PaCO_2$  a  $tcpCO_2$  pak bylo v případě předloktí  $R^2=0,44$ , paže  $R^2=0,47$  a hrudi  $R^2=0,76$ .

Tématikou časových charakteristik se v případě metody pulzní oxymetrie zabývala studie [30]. Zde bylo prokázáno, že vlivem mírné hypotermie může dojít k prodloužení reakční doby pulzního oxymetru, připojeného na periférii, ze 130 až na 215 s. V případě podání glyceroltrinitrátu, jenž zamezuje vasokonstrikci, se tato reakční doba zkrátila z 215 na 187 s. Je tedy zřejmé, že snížení perfuze v periférii, z důvodu mírné hypotermie, může vést k prodloužení reakční doby prstového pulzního oxymetru. Toto omezení se však netýká oxymetru umístěného na ušním lalůčku nebo čelu. Zde nedocházelo k žádným změnám.

V případě metody transkutánního měření krevních plynů se časovými charakteristikami zabývala studie [31]. V této studii se na 20 zdravých dobrovolnících testovala rychlost odezvy přístroje TOSCA TCM3 od Kodaňské firmy Radiometer v závislosti na skokové změně v inspirační směsi plynů. Reakční doba přístroje byla při hyperkapnii stanovena

na 16,8 s, rychlost návratu k původním hodnotám pak 77,9 s. Při hypoxii byla tato hodnota 31 s, rychlost návratu 257 s, a při hyperoxii 97 s a rychlost návratu 300 s.

Při takto náhlých změnách dochází v organismu k narušení homeostázy, tedy vychýlení hodnot fyziologických funkcí z normálního stavu. K tomu v běžné klinické praxi dochází při podání některých druhů medikamentů, při změně parametrů umělé plicní ventilace, při zátěžových testech či akutnímu selhávání organismu.

### **1.3 Cíle práce**

Cílem studie je experimentálně porovnat systémové a tkáňové parametry výměny plynů z hlediska jejich odezvy na náhlé změny složení v inspirační směsi plynů (CO, CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>).

Výsledkem práce tedy bude porovnání reakčních a relaxačních časových charakteristik vybraných přístrojů a metod.

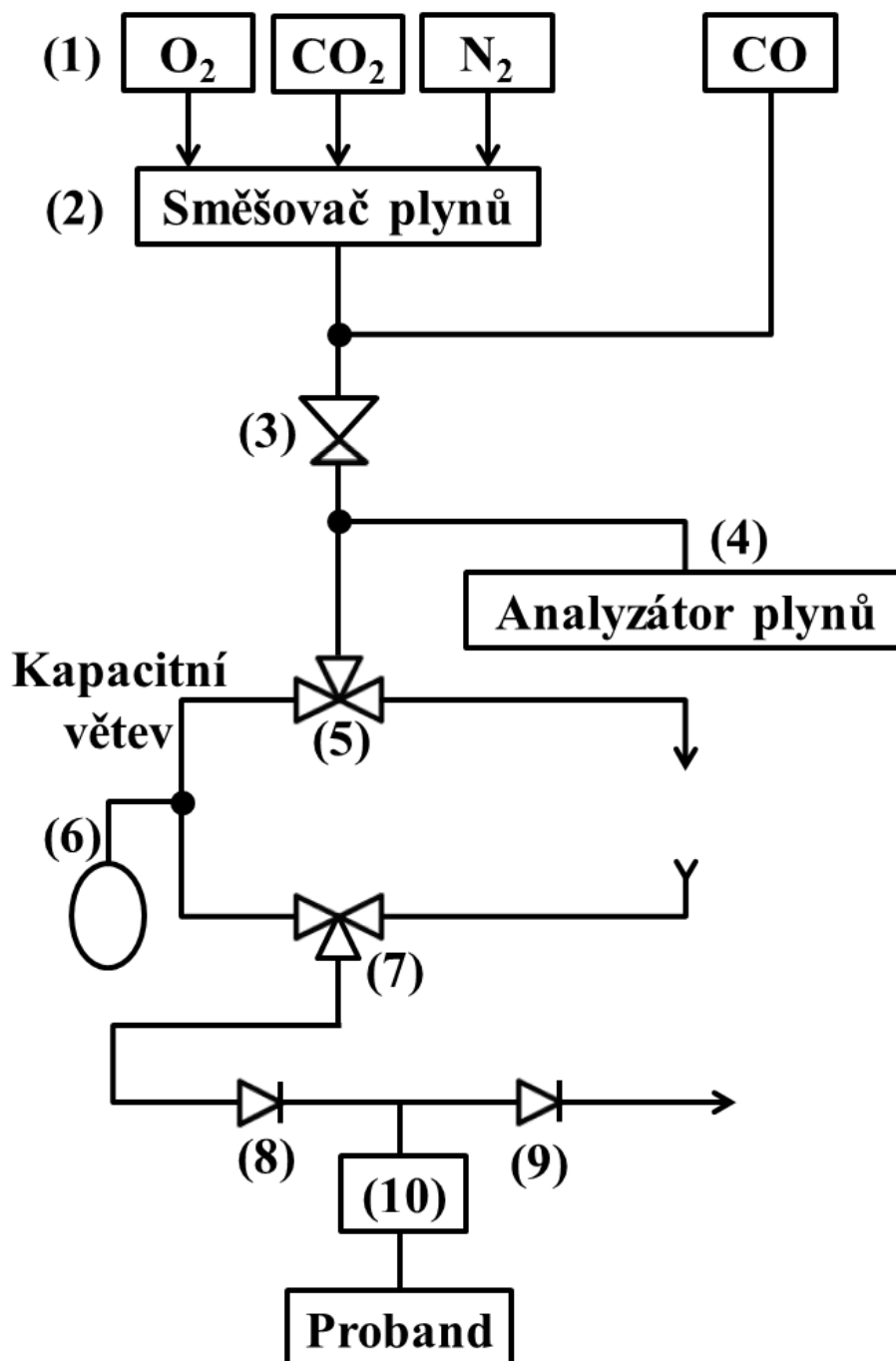


## 2 Metody

Práce je prospektivní intervenční studií. Celá studie probíhala v experimentální laboratoři na Fakultě biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze. Protokol intervenční studie byl schválen etickou komisí Fakulty biomedicínského inženýrství. Studie se zúčastnilo 16 zdravých probandů (8 mužů a 8 žen) ve věku od 23 do 34 let. Probandi byli vybráni náhodně z řad studentů. Všichni byli dopředu seznámeni s průběhem studie a podepsali informovaný souhlas. Informovaný souhlas, protokol měření a schválení etické komise jsou uvedeny jako přílohy □, 7.6 a 7.7.

V experimentu, jenž byl součástí této studie, proband dýchal skrze ventilační okruh. Grafické schéma tohoto okruhu je na Obrázku č. 2.1. Okruh byl vytvořen za účelem dodávat probandovi inspirační směs o požadovaném složení plynů, při zachování a minimálním ovlivnění spontánní dechové aktivity. Zároveň musel okruh umožňovat skokové změny v inspirační směsi plynů. Cílem bylo vyvolat rychlé změny fyziologických parametrů, aby mohlo být dále změřeno, jak rychle daný přístroj na tyto změny zareagoval.

## 2.1 Větrilační okruh



Obrázek č. 2.1: Schéma větrilační soustavy. Použité komponenty: tlakové lahve s  $O_2$ ,  $CO_2$ ,  $N_2$  a směsí  $CO$  (1), směšovač plynů (2), redukční ventil (3), analyzátor plynů (4), trojcestný ventil (5, 7), odnímatelný Douglasův vak (6), jednocestný ventil (8, 9), měřicí clonka (10).

Ventilační okruh lze rozdělit na dvě části. Vysokotlakou a nízkotlakou. Od redukčního ventilu (ve schématu označen č. 3) směrem nahoru je část vysokotlaká. Zde je tlak cca 4 atm a je rozveden ve vysokotlakých hadicích o průměru 9 mm. Od redukčního ventilu směrem dolů je část nízkotlaká, jež slouží k ventilování probanda. Zde je tlak cca 1 atm a je rozveden ve vrapových hadicích o průměru 22 mm. Vrapové hadice jsou zde použity z důvodu snížení průtočného odporu, a tedy i snížení dechového úsilí, které musí proband vyvinout. Ze stejného důvodu byly také použity trojcestné kulové ventily se závitem G3/8“.

Tlakové lahve (ve schématu označeny č. 1) slouží jako zdroj jednotlivých plynů (O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> a směsi CO). Redukční ventily na lahvích jsou nastaveny na hodnotu tlaku 4 atm. Tato hodnota je dostatečná pro správnou funkci směšovače plynů (ve schématu označen č. 2).

Směšovač plynů (ve schématu označen č. 2) zajišťuje mixování vstupních plynů v nastaveném poměru, a tedy vytváření požadované směsi na výstupu. Z důvodu umístění odporového prvku na výstup ze směšovače (redukční ventil ve schématu označen č. 3), je třeba zajistit, aby tlaky jednotlivých směsí na vstupu byly pokud možno stejné. Poměry tlaků vstupních plynů jinak úměrně ovlivňují jejich poměry na výstupu, a to i navzdory nastavení směšovače.

Redukční ventil (ve schématu označen č. 3) snižuje tlak v systému z cca 4 atm na cca 1 atm. Původní tlak je příliš velký a působí netěsnosti ve spojích vrapové hadice s ostatními komponenty ventilačního okruhu.

Analyzátor plynů (ve schématu označen č. 4) slouží ke kontrole složení výsledné plynné směsi. Pro jeho správnou funkci a rychlost odezvy je třeba v systému zachovávat dostatečný průtok plynu, alespoň 50 L/min.

Trojcestný ventil (ve schématu označen č. 5) slouží k přepínání mezi fází měření, kdy se nastavuje požadované složení výstupní směsi a plynná směs je tedy upouštěna do atmosféry (ventil otevřen směrem ze systému a skrze vrapovou hadici odčerpává plynnou směs ven z laboratoře, aby nedošlo ke kontaminaci atmosférické směsi), a fází plnění Douglasova vaku (ventil otevřen směrem do systému).

Odnímatelný Douglasův vak z polyethylenu (ve schématu označen č. 6) funguje jako kapacitní prvek, do kterého se předpřipraví plynná směs o požadovaném složení. Tu posléze proband dýchá. Původně bylo zamýšleno dopouštět směs do vaku a okruhu kontinuálně, aby se tak snížilo dechové úsilí probanda, ovšem to vedlo k častému přenastavování redukčního

ventilu (ve schématu označen č. 3), a tedy i narušování funkce směšovače (ve schématu označen č. 2). Z důvodu dlouhé doby vypouštění Douglasova vaku byly pro tento účel vyrobeny tři další, které se během jednotlivých fází mění. Pro první tři fáze jsou použity vaky o objemu 60 L, což představuje dostatečné množství plynné směsi pro 3 minuty spontánní dechové aktivity probanda. Pro poslední fázi, ve které proband dýchá směs s CO, je použit vak o objemu 12 L, který je dle potřeby dopouštěn, což minimalizuje ztráty této směsi. Toto opatření vzniklo z důvodu vysokých pořizovacích nákladů 0,3% směsi CO.

Trojcestný ventil (ve schématu označen č. 7) složí k vytváření skokových změn v inspirační směsi. Funguje tedy jako přepínač mezi relaxační fází, kdy proband dýchá z atmosféry (ventil otevřen směrem ze systému) a ventilační fází, kdy proband dýchá předpřipravenou směs s Douglasova vaku (ventil otevřen směrem do systému).

Jednocestný ventil (ve schématu označen č. 8) v inspirační větvi zaručuje, že proband se může z této větve pouze nadechnout a nelze do ní vydechnout. Jednocestný ventil (ve schématu označen č. 9) v expirační větvi naopak zaručuje, že proband může do této větve pouze vydechnout a nelze se z ní nadechnout. Vyústění expirační větve je situováno minimálně 2 metry směrem od vedoucího měření, aby nedošlo k jeho intoxikaci.

Měřicí clonka přístroje CARESCAPE B650 (ve schématu označen č. 10) zajišťuje kontinuální sledování vývoje koncentrací plynů během inspira a expira, a zároveň i měření tlaků a průtoků. Podrobnější informace o tomto zařízení lze nalézt v kapitole 2.3.4. Bezprostředně za měřicí clonkou se nachází antibakteriální filtr s náustkem, skrze který proband dýchal.

Detailní postup přípravy ventilačních směsí do kapacitního prvku a přechodů mezi jednotlivými fázemi je podrobně popsán v Protokolu měření, jenž je k nalezení v příloze 7.6.

## 2.2 Experiment

### 2.2.1 Příprava měřicího stanoviště

Na počátku experimentu, ještě před příchodem probanda, byla provedena kontrola funkčnosti ventilační soustavy a měřicích přístrojů. Následně proběhla synchronizace časů jednotlivých zařízení a jejich kalibrace. Pro použitý analyzátor plynů (PA 7.0, Witt) byla provedena kalibrace pomocí 100% směsi N<sub>2</sub>, 100% směsi CO<sub>2</sub> a kalibrační směsi s 21 % O<sub>2</sub>. Pro maximalizaci přesnosti tohoto analyzátoru jej bylo třeba zapnout 1 hodinu před provedením kalibrace. Ostatní použité přístroje se kalibrovali automaticky po spuštění.

Po příchodu probanda proběhlo jeho seznámení s průběhem celého experimentu. Tato část zahrnovala také podepsání informovaného souhlasu a vyplnění Karty probanda. Karta probanda je součástí přílohy 7.5. Proband byl dále dotázán, zda nepotřebuje na toaletu či napít. Posléze byl uložen na lůžko do polohy v polosedě.

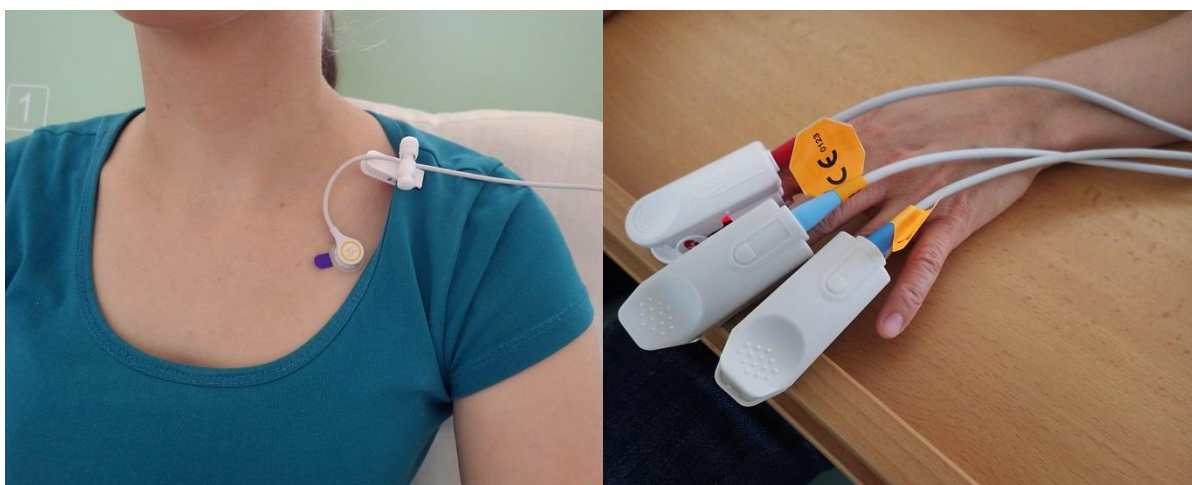
Jako součást přípravy měřicího stanoviště dále proběhlo předpřípravení hypoxické směsi plynů (0 % CO<sub>2</sub>, 15 % O<sub>2</sub>, 85 % N<sub>2</sub>) do Douglasova vaku s názvem *Fáze č. 1* o celkovém objemu 60 L. Postup je podrobně popsán v Protokolu měření, jenž je k nalezení v příloze 7.6.



Obrázek č. 2.2: Připravené měřicí stanoviště.

## 2.2.2 Příprava měření

Probandovi byla na tělo připevněna série měřicích elektrod. Senzor transkutánního měření krevních plynů přístroje TOSCA TCM4 (Radiometer) byl připevněn do levé subklavikulární oblasti za pomoci adhezivního kroužku a kontaktního gelu. Senzor pulzní oxymetrie přístroje Nellcor N-600 (Covidien) byl umístěn na probandův levý prsteníček, senzor pulzní oxymetrie přístroje CARESCAPE B650 (GE) byl umístěn na probandův levý prostředníček a senzor pulzní oxymetrie sestavy Root Radical-7 (Masimo) byl umístěn na probandův levý ukazováček.



Obrázek č. 2.3: Umístění transkutánního senzoru krevních plynů (nalevo) a senzorů pulzní oxymetrie (napravo).

Pro záznam dat regionální oxygenace byly na probanda připevněny O<sub>3</sub> senzory sestavy Root Radical-7 (Masimo). Jeden na probandovu levou stranu čela, zhruba 2 cm nad probandovo obočí, aby se signál vyhnul frontálním dutinám. Druhý na vnitřní stranu pravého předloktí. Tyto senzory jsou v běžné klinické praxi určeny pro jednorázové použití na dlouhodobý monitoring. Za tímto účelem je jejich spodní strana opatřena lepidlovou vrstvou. Pro tento experiment však byla tato vrstva překryta elektrikařskou páskou a senzor byl na pokožku upevňován pomocí leukoplastu a v případě předloktí dále stažen elastickým silonem, aby nedocházelo ke ztrátě kontaktu s pokožkou. Tímto způsobem bylo možné senzory používat opakovaně pro krátkodobá měření.



Obrázek č. 2.4: Umístění O3 senzoru regionální oxygenace na probandovo pravé předloktí (nalevo) a probandovu levou stranu čela (napravo).

Dále bylo třeba připravit antibakteriální filtr, skrze který proband dýchal. Filtr nasedá na měřicí clonku přístroje CARESCAPE B650, a tvoří tak výstup z ventilační soustavy. V neposlední řadě bylo zapotřebí připravit tlakovou manžetu stejného přístroje na probandovu levou paži. Tato manžeta při měření vytvářela synchronizační pulzy, jak je popsáno níže.

Dalším krokem přípravy bylo připojení probanda k ventilační soustavě a ponechání jej v klidu po dobu alespoň 10 minut. Tato fáze sloužila k prohřátí transkutánního senzoru krevních plynů a ustálení hodnot přístrojů a probandových fyziologických funkcí.



Obrázek č. 2.5: Proband připravený na měření.



Po ukončení klidové fáze byl spuštěn záznamový software RealTerm (Root Radical-7, Masimo) společně se stopkami. Pro synchronizaci přístroje TOSCA TCM4 (Radiometer) bylo po 30 s od spuštění stopek vložena do jeho paměti událost. Po 60 s od spuštění stopek byl spuštěn záznamový software S/5 Collect (CARESCAPE B650, GE), následně byl pak zaznamenán čas přístroje Nellcor N-600 (Covidien) společně s časem na stopkách. Ve zpracování dat byly tyto časy použity k dopočítání počátku měření v signálech z jednotlivých přístrojů.

Následně byla provedena synchronizace času pomocí tlakové manžety přístroje CARESCAPE B650 (GE). Synchronizační pulz představoval krátký výpadek signálu z pulzních oxymetrů (Nellcor N-600, CARESCAPE B650, Root Radical-7), způsobený nahuštěním tlakové manžety, a tedy zastavením pulzace v dané periférii. Krátce poté byl proveden záznam momentálních hodnot fyziologických funkcí probanda, jež jsou vyznačeny v Tabulce č. 2.1. Tyto údaje dále sloužili jako referenční hodnoty v relaxačních fázích měření.

Tabulka č. 2.1: Přehled parametrů zaznamenávaných během experimentu. Šedě vyznačené parametry sloužili jako základní hodnoty při měření.

Přístroj	Parametr
<b>TOSCA TCM4</b> (Transkutánní monitor krevních plynů od firmy Radiometer)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>tcpO_2</math> (transkutánní tlak kyslíku)</li> <li>• <math>tcpCO_2</math> (transkutánní tlak oxidu uhličitého)</li> </ul>
<b>Root Radical-7</b> (Regionální a pulzní oxymetr od firmy Masimo)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>SpO_2</math> (saturace krve kyslíkem)</li> <li>• <math>rSO_2</math> (regionální oxygenace) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ na levé straně čela a pravém předloktí</li> </ul> </li> <li>• <math>SpCO</math> (saturace krve oxidem uhelnatým)</li> <li>• <math>PI</math> (perfuzní index)</li> <li>• <math>PR</math> (tepová frekvence)</li> </ul>
<b>Nellcor N-600</b> (Pulzní oxymetr od firmy Covidien)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>SpO_2</math> (saturace krve kyslíkem)</li> <li>• <math>PR</math> (tepová frekvence)</li> </ul>
<b>CARESCAPE B650</b> (Monitor vitálních funkcí od firmy GE)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Analýza <math>O_2</math> (<math>FiO_2</math>, <math>FeO_2</math>)</li> <li>• Analýza <math>CO_2</math> (<math>FiCO_2</math>, <math>EtCO_2</math>)</li> <li>• <math>RR</math> (dechová frekvence)</li> <li>• <math>SpO_2</math> (saturace krve kyslíkem)</li> <li>• <math>PR</math> (tepová frekvence)</li> </ul>

### 2.2.3 Postup měření

Po uplynutí 5 minut od spuštění stopek (*Relaxační fáze č. 1*) následovala *Ventilační fáze č. 1*. Za pomoci trojcestného ventilu byla otevřena inspirační větev ventilační soustavy směrem do systému. Proband tedy dýchal hypoxickou směs (0 % CO<sub>2</sub>, 15 % O<sub>2</sub>, 85 % N<sub>2</sub>) z kapacitního prvku s označením *Fáze č. 1*. Tato směs byla předpřipravena v sekci 2.2.1. Celková délka *Ventilační fáze č. 1* byla 3 minuty.

Následující fází byla *Relaxační fáze č. 2*, na jejímž počátku byla za pomoci trojcestného ventilu otevřena inspirační větev ventilační soustavy směrem do atmosféry. Proband tedy dýchal atmosférický vzduch ve složení: 0 % CO<sub>2</sub>, 21 % O<sub>2</sub>, 79 % N<sub>2</sub>. Společně s tím došlo k zaznamenání času na stopkách. Dalším krokem bylo odpojení kapacitního prvku s označením *Fáze č. 1* a připojení kapacitního prvku s označením *Fáze č. 2*. Ten byl dále, za pomoci směšovače plynů (KM 100-3MEM, Witt) a analyzátoru plynů (PA 7.0, Witt), naplněn hyperkapnickou směsí plynů (5 % CO<sub>2</sub>, 20 % O<sub>2</sub>, 75 % N<sub>2</sub>). Proband byl ponechán v klidu až do navrácení jeho fyziologických hodnot k referenčním, jež byly zaznamenány v sekci 2.2.2. Na konci této fáze, resp. počátku další, došlo k zaznamenání času ze stopek.

Průběhy dalších ventilačních a relaxačních fází byly totožné s výše popsány. Rozdíly však tvořily složení ventilačních směsí a časy expozice. V *Relaxační fázi č. 3* byla předpřipravena hyperoxická směs (0 % CO<sub>2</sub>, 40 % O<sub>2</sub>, 60 % N<sub>2</sub>), kterou byl posléze, ve *Ventilační fázi č. 3*, proband ventilován po dobu 4 min. V *Relaxační fázi č. 4* pak byla k plnění kapacitního prvku použita tlaková lahev se směsí obohacenou o oxid uhelnatý (0,3 % CO, 0,3 % CH<sub>4</sub>, 21 % O<sub>2</sub>, 78,4 % N<sub>2</sub>). Chronologické uspořádání jednotlivých fází, společně se složením jednotlivých směsí je popsáno v Tabulce č. 2.2.

Tabulka č. 2.2: Popis jednotlivých fází měření v chronologickém pořadí.

<b>Název fáze</b>	<b>Popis činnosti</b>	<b>Složení ventilační směsi</b>	<b>Délka fáze</b>
<b>Relaxační fáze č. 1</b>	získání záznamu klidových hodnot probanda	0 % CO <sub>2</sub> , 21 % O <sub>2</sub> , 79 % N <sub>2</sub>	5 minut
<b>Ventilační fáze č. 1</b>	ventilování probanda hypoxickou směsí	0 % CO <sub>2</sub> , 15 % O <sub>2</sub> , 85 % N <sub>2</sub>	3 minuty
<b>Relaxační fáze č. 2</b>	přípravení hyperkapnické směsi plynů do Douglasova vaku	0 % CO <sub>2</sub> , 21 % O <sub>2</sub> , 79 % N <sub>2</sub>	do návratu fyz. hodnot k referenci
<b>Ventilační fáze č. 2</b>	ventilování probanda hyperkapnickou směsí	5 % CO <sub>2</sub> , 20 % O <sub>2</sub> , 75 % N <sub>2</sub>	3 minuty
<b>Relaxační fáze č. 3</b>	přípravení hyperoxické směsi plynů do Douglasova vaku	0 % CO <sub>2</sub> , 21 % O <sub>2</sub> , 79 % N <sub>2</sub>	do návratu fyz. hodnot k referenci
<b>Ventilační fáze č. 3</b>	ventilování probanda hyperoxickou směsí	0 % CO <sub>2</sub> , 40 % O <sub>2</sub> , 60 % N <sub>2</sub>	4 minuty
<b>Relaxační fáze č. 4</b>	přípravení plynné směsi oxidu uhelnatého do Douglasova vaku	0 % CO <sub>2</sub> , 21 % O <sub>2</sub> , 79 % N <sub>2</sub>	do návratu fyz. hodnot k referenci
<b>Ventilační fáze č. 4</b>	ventilování probanda směsí oxidu uhelnatého	0,3 % CO, 0,3 % CH <sub>4</sub> , 21 % O <sub>2</sub> , 78,4 % N <sub>2</sub>	3 minuty
<b>Relaxační fáze č. 5</b>	vypuštění směsi plynů z Douglasova vaku	0 % CO <sub>2</sub> , 21 % O <sub>2</sub> , 79 % N <sub>2</sub>	do návratu fyz. hodnot k referenci

## **2.2.4 Ukončení měření**

Po ukončení měření následovalo odpojení probanda od ventilačního okruhu a sundání měřicích elektrod. Proband byl ponechán v klidu na lůžku, kde zodpověděl několik otázek týkajících se jeho zdravotního stavu (pocití nevolnosti, či závratě apod.).

Posléze byly ukončeny záznamy na měřicích přístrojích a programech. Výsledná data byla uložena do počítače a zálohována (na flash disk). Data byla následně ještě zkontrolována, zda byla uložena správně či zda nedošlo k jejich poškození.

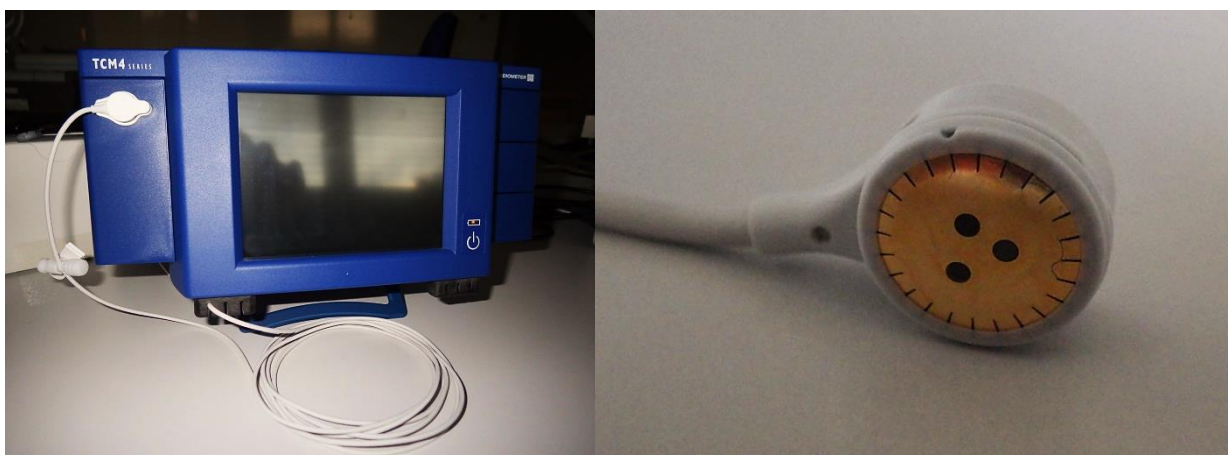
Podrobný popis jednotlivých kroků průběhu experimentu je uveden v Protokolu měření, jenž je obsažen v příloze 7.6.

## 2.3 Použité přístroje

### 2.3.1 TOSCA TCM4

Transkutánní monitor od Kodaňské firmy Radiometer poskytuje kontinuální informace o parametrech  $tcpO_2$  a  $tcpCO_2$ . Pokročilé funkce tohoto přístroje umožňují neinvazivní monitoraci neonatálních, pediatrických i dospělých pacientů [32].

Přístroj je vybaven transkutánním senzorem 84, jenž zajišťuje kombinované měření parametrů  $tcpCO_2$  a  $tcpO_2$ . Sensor je vybaven pozlacenou membránou, která zvyšuje přesnost a robustnost měření. Pro dosažení dostatečné difuzivity plynů přes pokožku lze elektrodu zahřát až na 44°C [32].



Obrázek č. 2.6: Monitor TOSCA TCM4 (nalevo) a tkanskutánní senzor 84 (napravo).

Tabulka č. 2.3: Přehled technických specifik přístroje TOSCA TCM4. Převzato z [32].

---

<b>Parametry:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <math>tcpO_2</math><ul style="list-style-type: none"><li>○ Rozsah: 0–800 mmHg</li></ul></li><li>• <math>tcpCO_2</math><ul style="list-style-type: none"><li>○ Rozsah: 5–200 mmHg</li></ul></li></ul>
<b>Umístění senzorů:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Klips na ucho, adhezivní kroužky</li><li>• Místa bez zjevného poškození nebo abnormalit a bez větších podkožních cév</li></ul>
<b>Export dat:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Výstupní formát: .xlsx</li><li>• Vzorkování: 2, 10, 30, 60 s</li></ul>

---

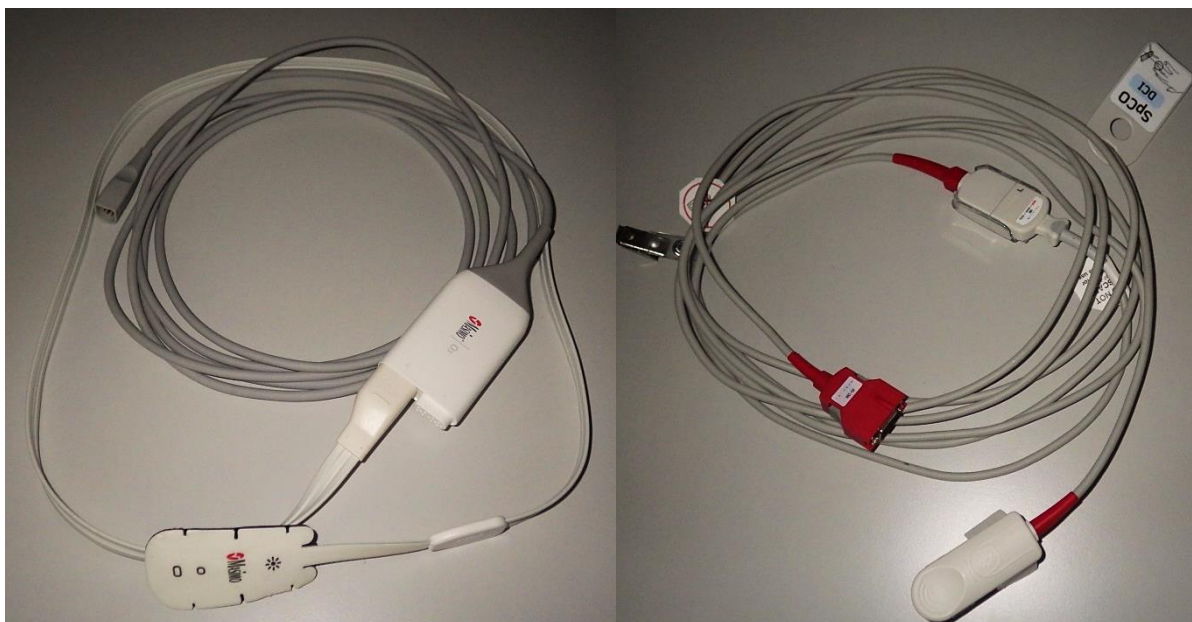
### 2.3.2 Modul Radical-7 a monitor Root

Celková sestava tohoto zařízení sestává ze dvou částí: odnímatelného ručního přenosného modulu Radical-7 a monitoru Root. Monitor Root od Americké firmy Masimo je určen pro kontinuální neinvazivní monitorování regionální oxygenace ( $rSO_2$ ) v tkáni pod aplikovaným senzorem. Modul Radical-7, taktéž od firmy Masimo, zajišťuje neinvazivní monitorování saturace krve kyslíkem ( $SpO_2$ ) spolu s dalšími parametry, jako je například  $spCO$ ,  $spMet$ ,  $PI$  a  $PR$  [33].

Velký přehledný barevný dotekový displej, spolu s možností rozšířeného nastavení zobrazení trendů, pomáhá ošetrovatelskému personálu v tom, aby posoudily rychleji stav pacienta a lépe rozhodovali během klinické kontinuální péče o pacienta [33].



Obrázek č. 2.7: Modul Radical-7 v dokovací stanici Root.



Obrázek č. 2.8: O<sub>3</sub> senzor regionální oxygenace (nalevo) a senzor pulzní oxymetrie (napravo).

Tabulka č. 2.4: Přehled technických specifik sestavy Root a Radical-7. Převzato z [33].

<b>Parametry:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>SpHb</i> (celkový hemoglobin)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–25 g/dL</li> <li>○ Přesnost: ± 1 g/dL (v rozsahu 8–17 g/dL)</li> </ul> </li> <li>• <i>SpO<sub>2</sub></i>, <i>rSO<sub>2</sub></i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–100 %</li> <li>○ Přesnost: ± 2 - 3 %</li> </ul> </li> <li>• <i>SpOC</i> (Oxygen Contest)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–35 ml O<sub>2</sub>/dL krve</li> <li>○ <math>SpOC = 1,31 \cdot \left( SpHb \cdot \frac{SpO_2}{100} \right) + 0,3</math></li> </ul> </li> <li>• <i>SpCO</i> (karboxyhemoglobin)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–99 %</li> <li>○ Přesnost: ± 3 (v rozsahu 1–40 %)</li> </ul> </li> <li>• <i>SpMet</i> (methemoglobin)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–99,9 %</li> <li>○ Přesnost: ± 1 (v rozsahu 1–15 %)</li> </ul> </li> <li>• <i>PVI</i> (Pleth Variability Index)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–100 %</li> <li>○ Měří dynamické změny perfuzního indexu</li> </ul> <math display="block">PVI = \frac{PI_{MAX} - PI_{MIN}}{PI_{MAX}} \cdot 100</math> </li> <li>• <i>PI</i> (perfuzní index)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0,02–20 %</li> </ul> </li> <li>• <i>PR</i> (tepová frekvence)               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 25–240 bpm</li> <li>○ Přesnost: ± 3 bpm</li> </ul> </li> </ul>
<b>Umístění senzorů:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Regionálně pro měření rSO<sub>2</sub> (např. čelo, předloktí, vnitřní strana stehen, lýtkové svaly, pectorální svaly)</li> <li>• Klips na prst pro měření ostatních parametrů</li> </ul>
<b>Export dat:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Výstupní formát: .csv</li> <li>• Vzorkování: 2, 4, 8, 10, 12, 14, 16 s</li> </ul>



### 2.3.3 Nellcor N-600

Pulzní oxymetr Nellcor N-600 od Americké firmy Covidien je určen pro kontinuální neinvazivní monitoraci arteriální saturace krve kyslíkem ( $SpO_2$ ) a tepové frekvence. N-600 byl vytvořen jak pro neonatální, tak pro pediatrické i dospělé pacienty, s ohledem na kvalitní snímání, i při hodnotě perfuzního indexu 0,03 % [34].



Obrázek č. 2.9: Pulzní oxymetr Nellcor N-600 (nalevo) a senzor pulzní oxymetrie (napravo).

Tabulka č. 2.5: Přehled technických specifik přístroje Nellcor N-600. Převzato z [34].

<b>Parametry:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <math>SpO_2</math><ul style="list-style-type: none"><li>○ Rozsah: 1–100 %</li><li>○ Přesnost: <math>\pm 2</math> (v rozsahu 70–100 %)</li></ul></li><li>• <math>PR</math> (tepová frekvence)<ul style="list-style-type: none"><li>○ Rozsah: 20–250 bpm</li><li>○ Přesnost: <math>\pm 3</math> bmp</li></ul></li></ul>
<b>Umístění senzorů:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Klips na prst</li><li>• Regionálně pomocí adhezivního kroužku<ul style="list-style-type: none"><li>○ v případech velmi nízké saturace, např. děti s SHD</li></ul></li></ul>
<b>Export dat:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Výstupní formát: .xlsx</li><li>• Vzorkování: 4 s</li></ul>

### 2.3.4 CARESCAPE B650

Monitor vitálních funkcí CARESCAPE B650 od Německé firmy GE umožňuje přístup k pacientovým údajům přímo u lůžka. Pomáhá při péči o akutní pacienty a včas informuje o možných problémech. Integruje v sobě data z monitoru, ventilátoru a dalších připojených zařízení a poskytuje tak komplexní informace o pacientovi na jednom místě [35].



Obrázek č. 2.10: Monitor vitálních funkcí CARESCAPE B650 (nalevo) a senzor pulzní oxymetrie (napravo).



Obrázek č. 2.11: Měřicí clonka (nalevo) a tlaková manžeta (napravo).

Tabulka č. 2.6: Přehled technických specifik hemodynamického modulu přístroje CARESCAPE B650. Převzato z [36].

---

**Parametry:**

- *EKG* (3, 7 nebo 12 svodů)
- *SpO<sub>2</sub>*
  - Rozsah: 0–100 %
  - Přesnost:  $\pm 2$  % (v rozsahu 70–100 %)  
 $\pm 3$  % (v rozsahu 0–69 %)
  - Časová prodleva mezi měřeními: 10, 20 s nebo beat-to-beat
- *NIBP* (neinvazivní měření tlaku)
  - Rozsah: 25–260 mmHg
- *IBP* (invazivní měření tlaku)
  - Rozsah: -40–320 mmHg
  - Přesnost:  $\pm 5$  % nebo  $\pm 2$  mmHg
  - Časová prodleva mezi měřeními: 5 s
- *RR* (z EKG transthorakální impedancí)
  - Rozsah: 30–250 dechů za minutu
  - Přesnost:  $\pm 5$  % nebo  $\pm 5$  dechů za minutu
  - Časová prodleva mezi měřeními: 5 s
- *PR*
  - Rozsah: 30–250 bpm
  - Přesnost:  $\pm 5$  % nebo  $\pm 5$  bpm
- *Temp* (teplota)
  - Rozsah: 10° - 45°C
  - Přesnost:  $\pm 0,1$ °C (v rozsahu 25°–45°C)  
 $\pm 0,2$ °C (v rozsahu 10°–24,9°C)

---

**Export dat:**

- Výstupní formát: .xlsx
  - Vzorkování: 1, 5, 10, 30, 60, 300, 600, 1800, 3600 s
-

Tabulka č. 2.7: Přehled technických specifik plyného modulu přístroje CARESCAPE B650.

Převzato z [37].

<b>Parametry:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Analýza O<sub>2</sub> (<i>FiO<sub>2</sub></i>, <i>EtO<sub>2</sub></i>, <i>FiO<sub>2</sub> - EtO<sub>2</sub></i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–100 %</li> <li>○ Přesnost: ± 2 vol. %</li> </ul> </li> <li>• Analýza CO<sub>2</sub> (<i>FiCO<sub>2</sub></i>, <i>EtCO<sub>2</sub></i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–113 mmHg</li> <li>○ Přesnost: ± 2 vol. %</li> </ul> </li> <li>• Analýza N<sub>2</sub>O <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–100 %</li> <li>○ Přesnost: ± 2 vol. %</li> </ul> </li> <li>• <i>RR</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 4–60 dechů za minutu</li> </ul> </li> <li>• AA (Halotan, Isofluran, Enfluran) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–6 %</li> <li>○ Přesnost: ± 0,15 vol. %</li> </ul> </li> <li>• AA (Sevofluran) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–8 %</li> <li>○ Přesnost: ± 0,15 vol. %</li> </ul> </li> <li>• AA (Desfluran) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–20 %</li> <li>○ Přesnost: ± 0,15 vol. %</li> </ul> </li> <li>• Spirometrie (<i>RR</i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 4–35 dechů za minutu</li> </ul> </li> <li>• Spirometrie (dechový objem <i>TV</i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 150–2000 ml</li> <li>○ Přesnost: ± 6 % nebo 30 ml</li> </ul> </li> <li>• Spirometrie (minutová ventilace <i>MV</i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 2–20 l/min</li> <li>○ Přesnost: ± 6 %</li> </ul> </li> <li>• Spirometrie (tlak v dýchacích cestách <i>AP</i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: -20–100 cmH<sub>2</sub>O</li> <li>○ Přesnost: ± 1 cmH<sub>2</sub>O</li> </ul> </li> <li>• Spirometrie (průtok) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 1,5–100 l/min</li> </ul> </li> <li>• Spirometrie (odpor dýchacích cest <i>AR</i>) <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Rozsah: 0–40 cmH<sub>2</sub>O/l/s</li> </ul> </li> </ul>
<b>Umístění senzorů:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inspirační a expirační větev</li> </ul>
<b>Export dat:</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Výstupní formát: .xlsx</li> <li>• Vzorkování: 1, 5, 10, 30, 60, 300, 600, 1800, 3600 s</li> </ul>

### 2.3.5 KM 100-3MEM

Průmyslový proporční směšovač plynů od Německé firmy Witt. Slouží ke kontinuální tvorbě plynu o zvolené koncentraci smísením třech vstupních plynů: oxidu uhličitého (CO<sub>2</sub>), kyslíku (O<sub>2</sub>) a dusíku (N<sub>2</sub>) [38].



Obrázek č. 2.12: Směšovač plynů KM 100-3MEM.

Tabulka č. 2.8: Přehled technických specifik přístroje KM 100-3MEM. Převzato z [38].

---

<b>Parametry:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Směšovač O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub><ul style="list-style-type: none"><li>○ Rozsah: 0–100 %</li><li>○ Přesnost: ± 1 % (pro směšování), ± 2 % (pro nastavení)</li><li>○ Max vstupní tlak: 20 bar</li><li>○ Min vstupní tlak: 3 bar</li></ul></li></ul>
-------------------	--

---

## 2.3.6 PA 7.0

Analyzátor plynů PA 7.0 od Německé firmy Witt umožňuje kontinuální, či periodické měření koncentrací plynů na vstupu tohoto zařízení. Přístroj disponuje O<sub>2</sub> a CO<sub>2</sub> senzorem a je tedy schopen měřit koncentrace oxidu uhličitého (CO<sub>2</sub>), kyslíku (O<sub>2</sub>) a dusíku (N<sub>2</sub>) s maximální odchylkou ± 0,5 %.



Obrázek č. 2.13: Analyzátor plynů PA 7.0

Tabulka č. 2.9: Přehled technických specifik přístroje PA 7.0.

---

<b>Parametry:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Analýza O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub><ul style="list-style-type: none"><li>○ Rozsah: 0–100 %</li><li>○ Přesnost: 0,1 % (v rozsahu &lt; 10 vol. %) 1 % (v rozsahu 10–100 % vol. %)</li></ul></li></ul>
-------------------	--

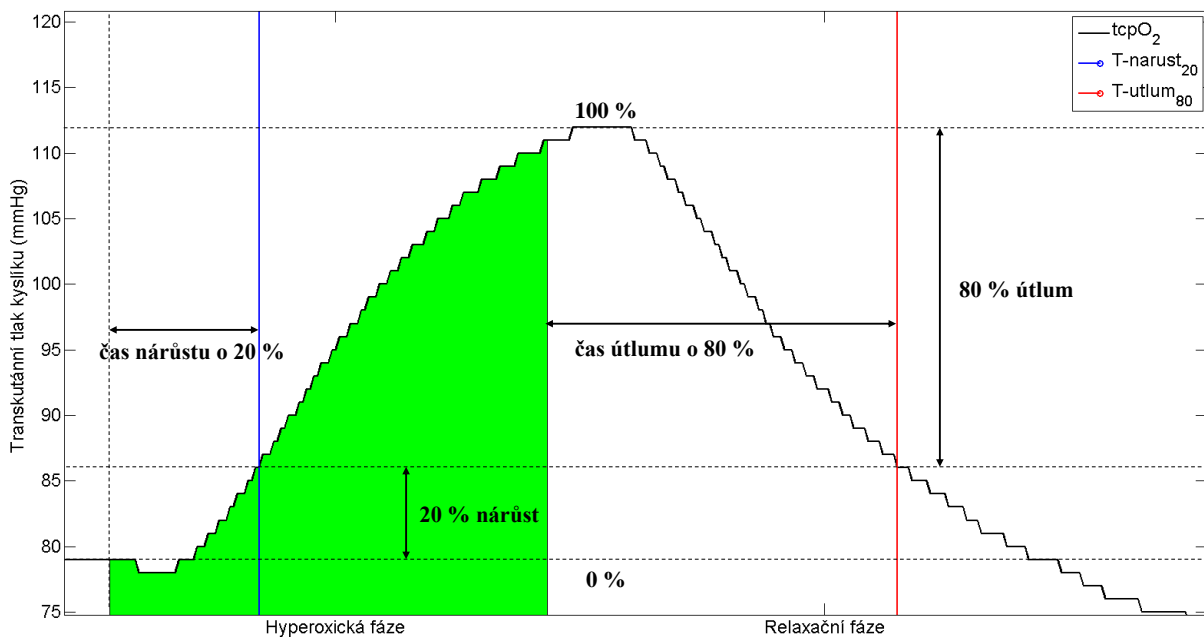
---

<b>Export dat:</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Výstupní formát: .xlsx</li><li>• Vzorkovací módy: Sample Hold mode, Tiny mode, Permanent mode</li></ul>
--------------------	---

---

## 2.4 Zpracování a analýza dat

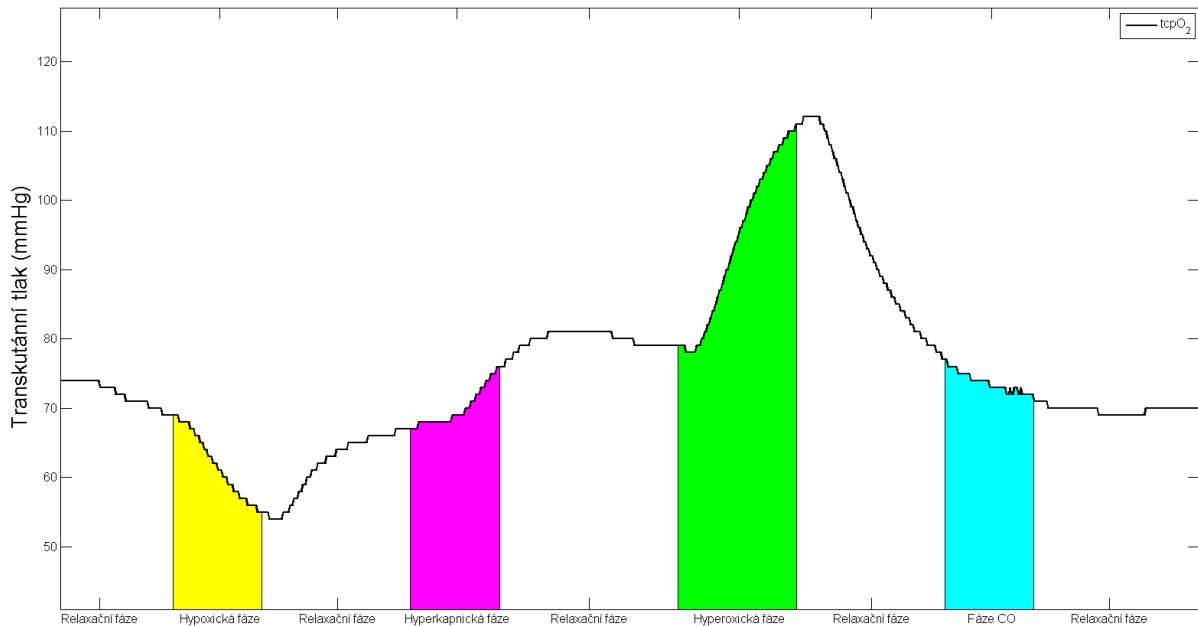
Zpracování dat probíhalo pomocí algoritmu, jenž byl vytvořen v programovacím prostředí MATLAB. Úkolem algoritmu bylo vypočítat časy od počátku ventilační fáze do bodů, ve kterých signály z jednotlivých přístrojů dosáhly 20 % nárůstu amplitudy a časy od počátku relaxační fáze do bodů, kde docházelo k 80 % útlumu signálů. Hodnotu 0 % zde představovala základna, jež vznikla zprůměrováním několika koncových hodnot předešlé relaxační fáze. Hodnotu 100 % zde naopak představovalo maximum signálu v daném úseku. Obdobné parametry byly sledovány i ve studii [40], kde byly sledovány změny signálu  $pO_2$  v závislosti na somato-senzorické stimulaci. Grafické znázornění hledaných hodnot je na Obrázku č. 2.14.



Obrázek č. 2.14: Grafické znázornění funkce algoritmu.

Jako první bylo třeba signály ze všech přístrojů časově synchronizovat. K tomuto byla použita data, jež byla získána v části 2.2.2. Následně byly signály rozděleny na úseky, které obsahovaly vždy ventilační a následnou relaxační fázi, jak je viditelné na Obrázku č. 2.15.

Na signály parametrů  $SpO_2$ ,  $EtCO_2$  a  $rSO_2$  byl aplikován mediánový filtr z 20 hodnot. Použitím tohoto filtru došlo k odstranění nežádoucích hrotů v signálu vzniklých pohybovými artefakty či drobnými výpadky senzorů.



Obrázek č. 2.15: Rozdělení signálu na jednotlivé fáze.

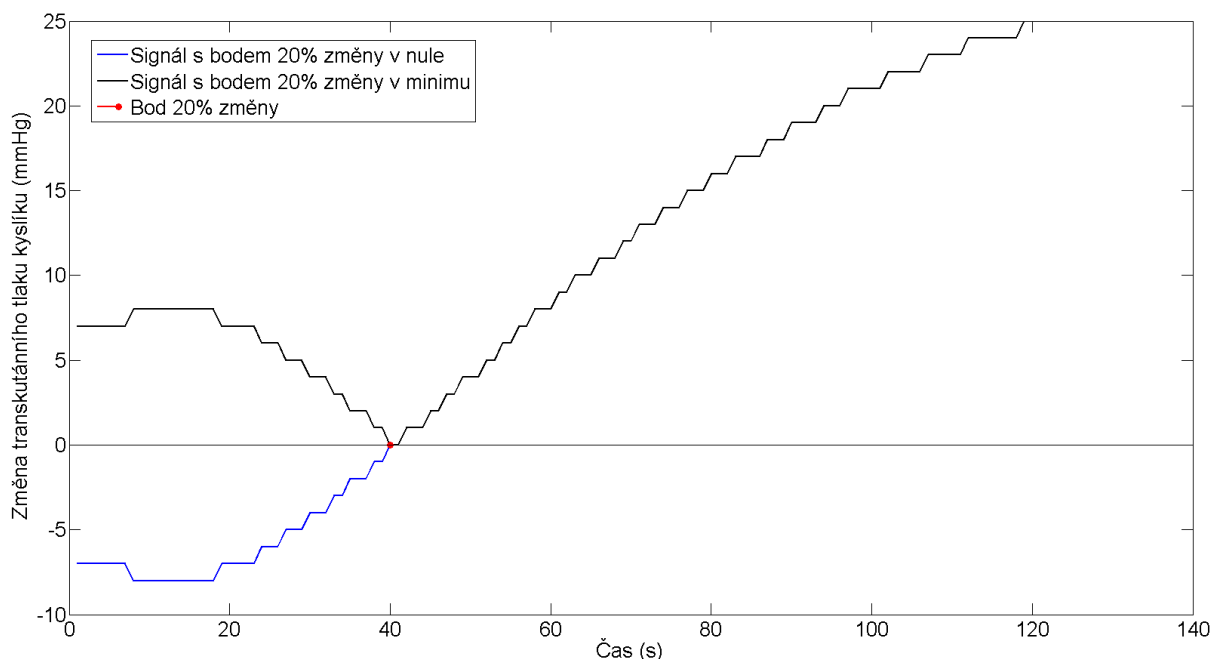
Pro získání hodnoty základny pro jednotlivé úseky byl vypočten průměr signálu z úseku 30 s před začátkem ventilační fáze, resp. úseku posledních 30 s předešlé relaxační fáze. Tato hodnota je v Obrázku č. 2.14 vyznačena jako 0 %. Hodnotu 100 % je v obrázku vyznačena maximální hodnota signálu pro daný úsek.

Následně algoritmus provedl odečtení hodnoty základny od vektoru daného úseku. Tím došlo k posunutí hodnoty základny v ose y do bodu 0. Signál byl poté převeden do absolutních hodnot, aby bylo možné zaznamenat i změny signálu záporným směrem. Poté proběhl výpočet y-ové hodnoty 20 % změny signálu pomocí vztahu:

$$\text{změna o } 20 \% = \frac{\text{maximum signálu}}{5}$$

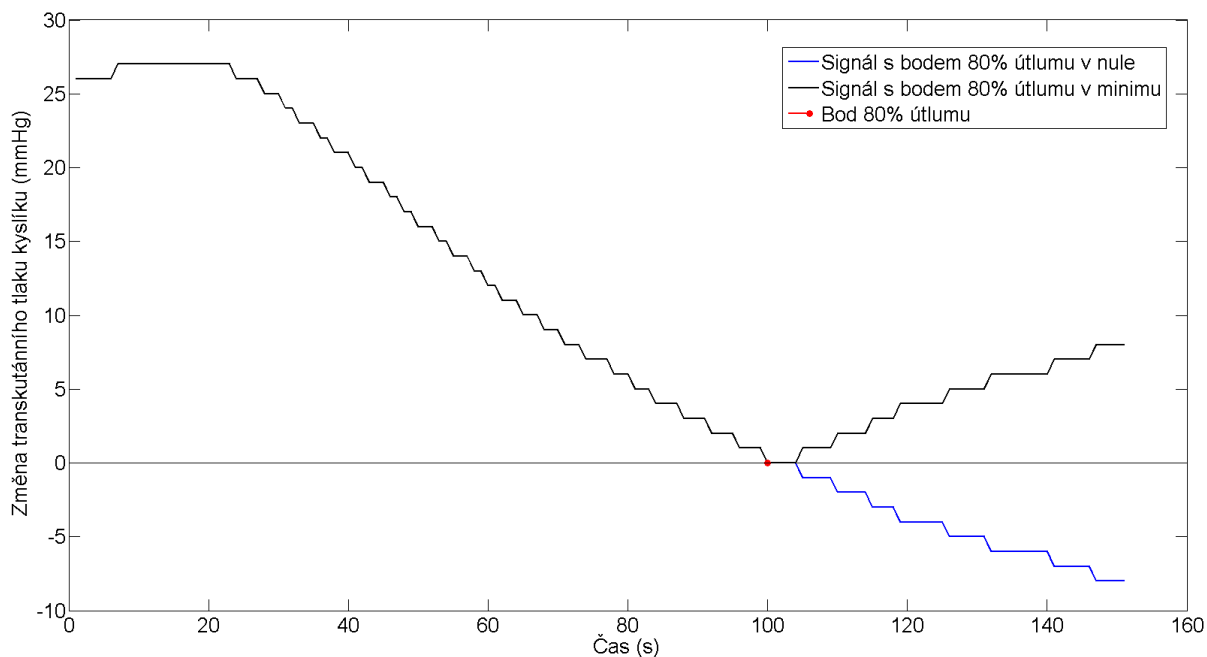


Dalším krokem bylo nalezení bodu na ose x, kde k této změně došlo. To se provedlo odečtením hodnoty 20 % změny signálu od daného vektoru ventilační fáze. Tím se tento bod posunul do y-ové hodnoty 0. Následným převedením vektoru ventilační fáze do absolutních hodnot se bod 20 % změny stal minimem daného signálu, jehož x-ovou souřadnici lze najít pomocí funkce *min*. Výsledná hodnota x-ové souřadnice tohoto bodu vyjadřuje čas od počátku ventilační fáze až do bodu 20 % změny daného signálu. Graf, jenž znázorňuje tento krok je vidět na Obrázku č. 2.16.



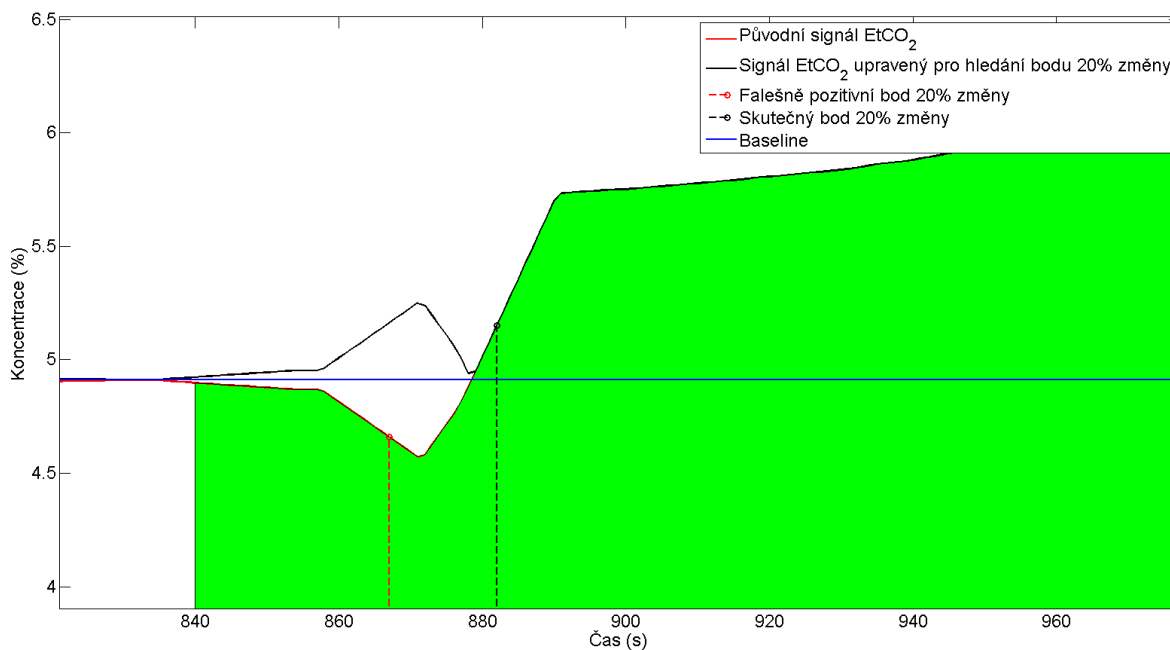
Obrázek č. 2.16: Graf znázorňující hledání x-ové souřadnice bodu 20 % změny ve ventilační fázi.

Stejný princip byl uplatněn i na hledání bodu 80 % útlumu signálu od ukončení ventilační fáze. Algoritmus tedy hledal tuto souřadnici v relaxační fázi, jež se nacházela hned za fází ventilační. Graf, jenž znázorňuje tento krok je vidět na Obrázku č. 2.17.



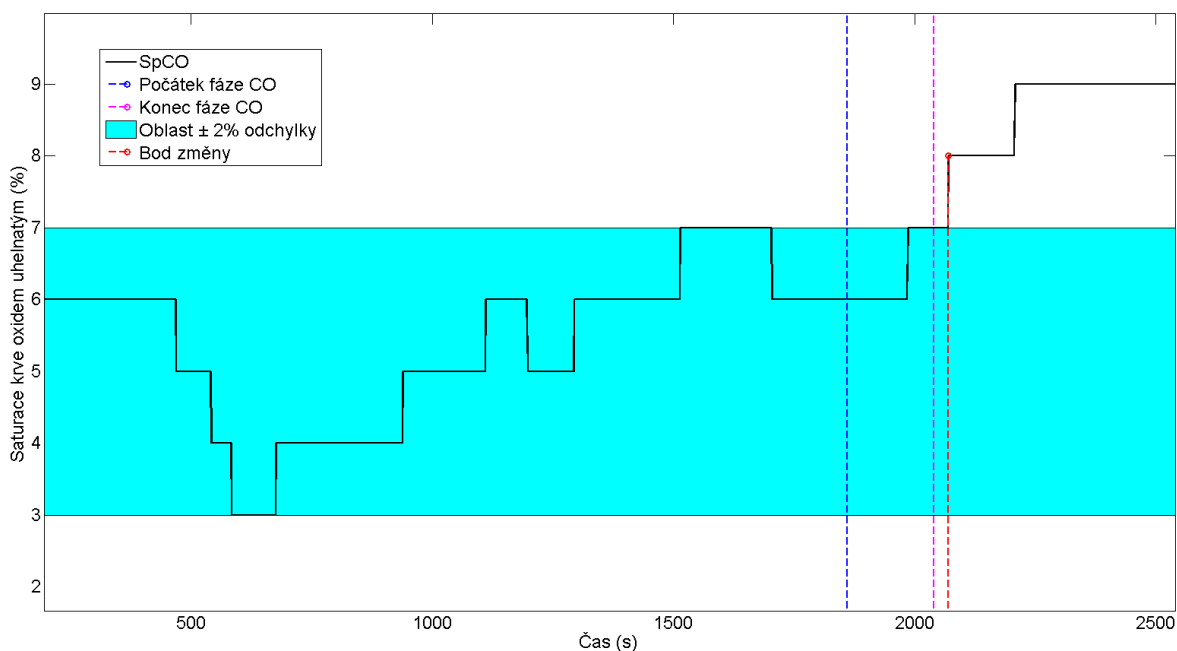
Obrázek č. 2.17: Graf znázorňující hledání x-ové souřadnice bodu 80 % útlumu v relaxační fázi.

V signálech se však vyskytovaly případy, kdy krátce po začátku ventilační fáze docházelo ke drobnému poklesu signálu před následným vzestupem. Tento drobný pokles však během zpracování, tzn. odečtení hodnoty základny, převedení do absolutních hodnot, odečtení y-ové hodnoty 20 % změny signálu a opětovném převedení do absolutních hodnot, vytvořil naopak hrot. Tento hrot byl posléze falešně vyhodnocen jako bod 20 % změny, jak lze vidět na Obrázku č. 2.18. V takovýchto případech bylo nutné dopočítat čas dosažení 20 % změny signálu manuálně.



Obrázek č. 2.18: Znáornění chyby při zpracování dat.

U signálu saturace krve oxidem uhelnatým se provádělo hledání bodu změny manuálně. Dle studie [41] bylo prokázáno, že přístroj Radical-57 od firmy Masimo funguje v rozmezí  $SpCO$  0–15 % s přesností  $\pm 2$  %. Během našeho měření používáme pulzní oxymetr Radical-7 od stejné firmy, jenž je rozšířenou verzí Radical-57, a dosahuje tedy obdobné přesnosti. To bylo viditelné i v našich datech, kde signál  $SpCO$  během fází, kdy nedocházelo k inspiraci oxidu uhelnatého, osciloval s výchylkou  $\pm 2$  %, jak je vidět v Obrázku č. 2.19. Bodem změny byl tedy označen bod, kde hodnota  $SpCO$  překonala oblast  $\pm 2$  % výchylky. Čas k dosažení bodu útlumu se u tohoto signálu, z důvodu časové náročnosti, nepočítal.



Obrázek č. 2.19: Křivka  $SpCO$  s vyznačenou oblastí  $\pm 2\%$  odchylky a bodem změny.

## 2.5 Statistické zpracování

Hodnoty časů k dosažení 20 % změny a časů k dosažení 80 % útlumu, od jednotlivých probandů, byly rozděleny na data z hypoxické fáze, hyperkapnické fáze, hyperoxické fáze a fáze CO. Z těchto souborů dat byla posléze vypočtena průměrná hodnota, medián, směrodatná odchylka a mezikvartilové rozpětí. Data byla posléze zanesena do tabulek v příloze □.

Pro porovnání hodnot parametru  $SpO_2$  pro jednotlivé přístroje byl vypočten koeficient vzájemné korelace, dle vztahu:

$$Correl(X, Y) = \frac{\sum(x - \bar{x}) \cdot (y - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x - \bar{x})^2 \cdot \sum(y - \bar{y})^2}}$$

, kde  $\bar{x}$  a  $\bar{y}$  představují hodnoty průměrů daných vektorů.

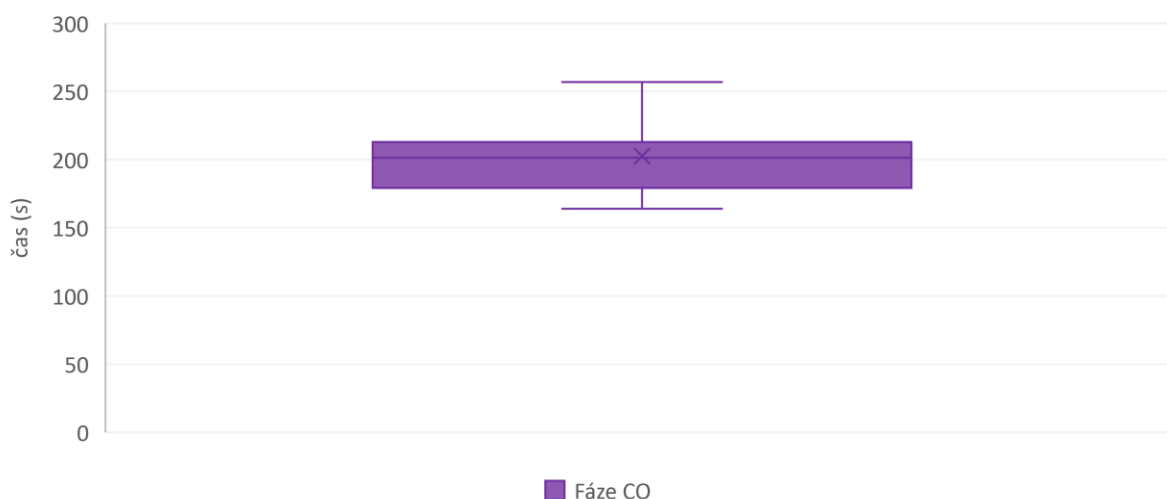
Koeficient vzájemné korelace zde posoudil vzájemný vztah jednotlivých signálů z hlediska času. Pro posouzení vzájemných vztahů signálů z hlediska amplitudy bylo zjištěno použitím lineární regrese a vypočtením koeficientu determinace  $R^2$  ze zprůměrovaných signálů  $SpO_2$  pro jednotlivé přístroje.

### 3 Výsledky

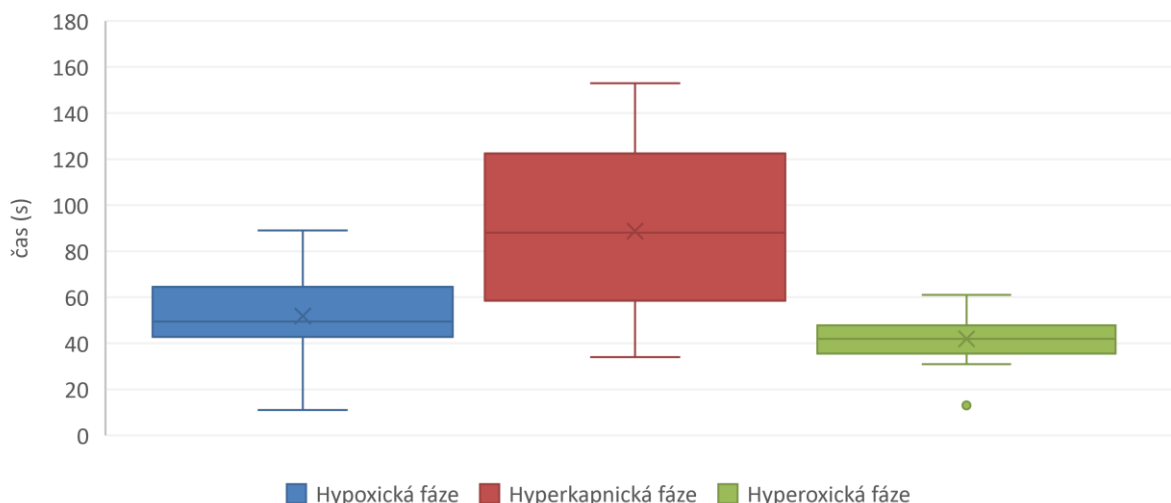
Výsledné hodnoty časů k dosažení 20 % změny a časů k dosažení 80 % útlumu, od jednotlivých probandů, byly vyneseny do krabicových grafů v Obrázcích č. 3.1–3.15.

Na Obrázcích č. 3.1–3.5 lze vidět výsledné grafy pro parametry přístroje Root Radical-7 (Masimo) v pořadí:  $SpCO$ ,  $SpO_2$ ,  $rSO_2$ . Obrázky č. 3.6–3.7 popisují změny parametru  $SpO_2$  přístroje Nellcor N-600 (Covidien). V Obrázcích č. 3.8–3.11 jsou výsledné grafy pro parametry přístroje CARESCAPE B650 (GE) v pořadí:  $SpO_2$ ,  $EtCO_2$ . Jako poslední jsou na Obrázcích č. 3.12–3.15 zaneseny výsledné grafy parametrů přístroje TOSCA TCM4 (Radiometer) v pořadí:  $tcpO_2$ ,  $tcpCO_2$ . Konkrétní hodnoty reakčních a útlumových časů jsou součástí popisu obrázků. Stejně tak i doprovodné komentáře.

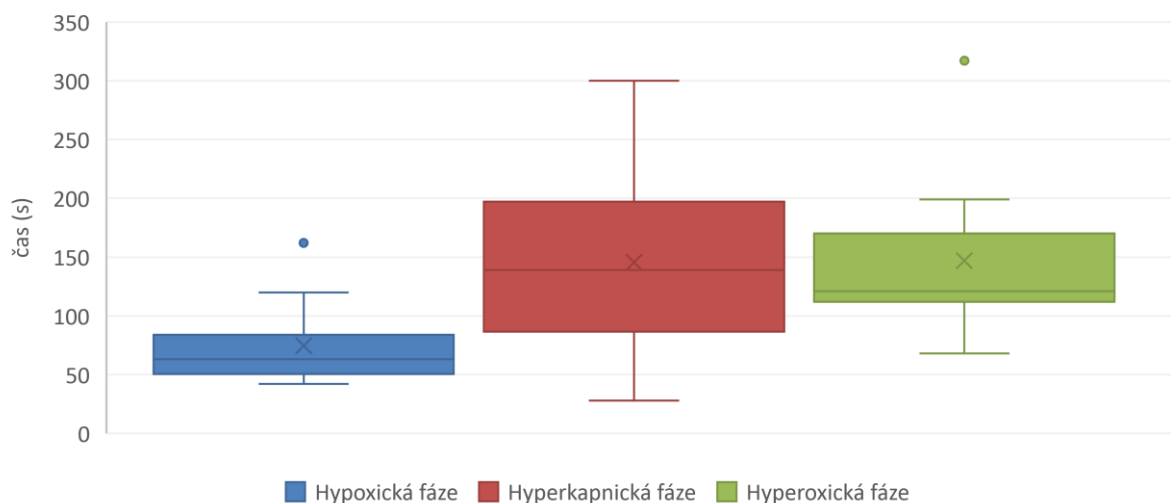
Barevně vyznačená pole v grafech zde vyznačují hodnoty mezi dolním a horním kvantilem. Přímá linka dělicí tato pole označuje hodnotu mediánu. Křížek zde reprezentuje hodnotu průměru. Z krabic dále vedou vertikální čáry. Tyto čáry označují proměnlivost mimo horní a dolní kvantily a jakýkoliv bod mimo tyto čáry je považován za odlehlou hodnotu.



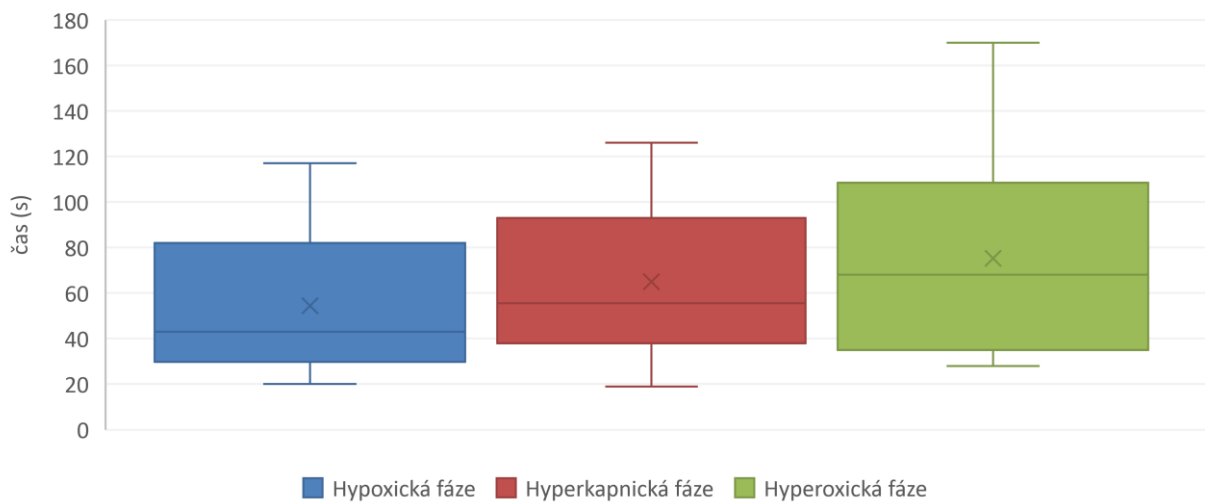
Obrázek č. 3.1: Graf časů k dosažení změny pro parametr  $SpCO$  sestavy Root Radical-7 (Masimo). Tento parametr byl zpracován pouze pro ventilační fázi, ve které proband dýchal směs s 0,3 % CO. Hodnota mediánu pro parametr  $SpCO$  je 201,5 s. Z grafu je patrný nízký rozptyl výsledků.



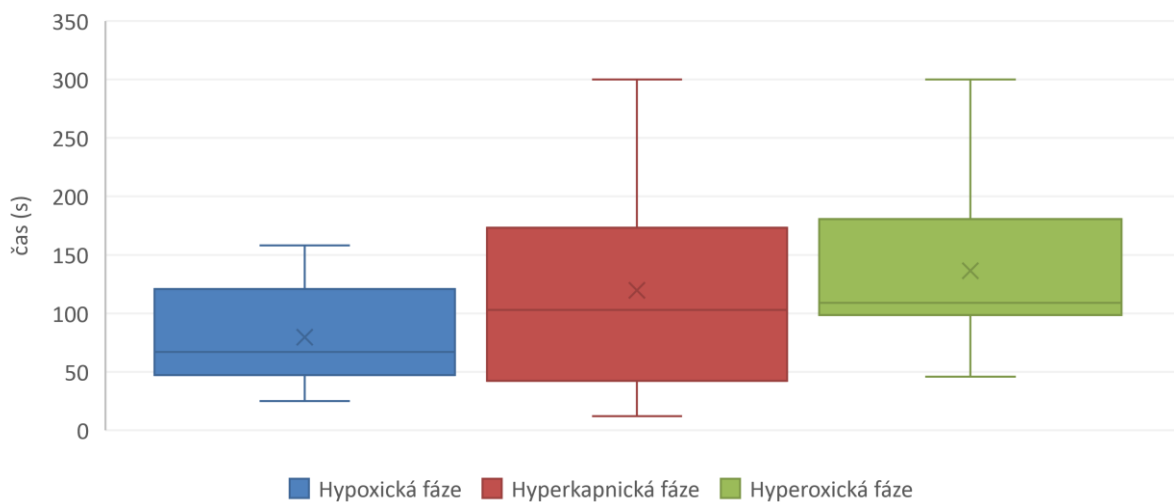
Obrázek č. 3.2: Graf časů k dosažení 20% změny pro parametr  $SpO_2$  sestavy Root Radical-7 (Masimo). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 49,5 s, pro hyperkapnickou 76,0 s a pro hyperoxickou 42,0 s. Z grafu je patrný vyšší rozptyl výsledků pro hyperkapnickou fázi. Tato skutečnost je způsobena odlišnou autoregulační odpovědí organismu pro jednotlivé probandy a faktem, že tento přístroj zaznamenává data s vzorkovací frekvencí 0,50 Hz.



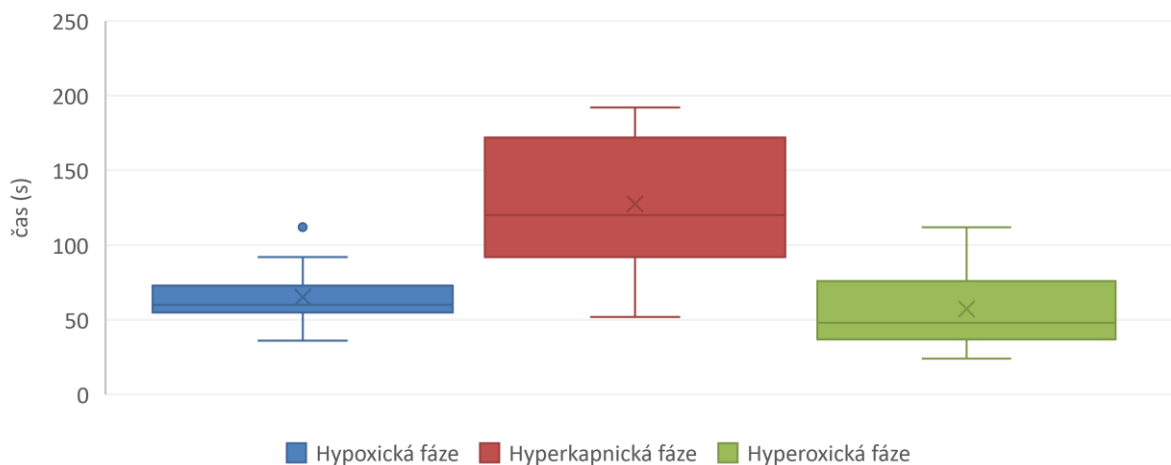
Obrázek č. 3.3: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $SpO_2$  sestavy Root Radical-7 (Masimo). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 63,0 s, pro hyperkapnickou 139,0 s a pro hyperoxickou 121,0 s. Z grafu je patrný vyšší rozptyl výsledků pro hyperkapnickou fázi. Tato skutečnost je způsobena odlišnou autoregulační odpovědí organismu pro jednotlivé probandy a faktem, že tento přístroj zaznamenává data s vzorkovací frekvencí 0,50 Hz.



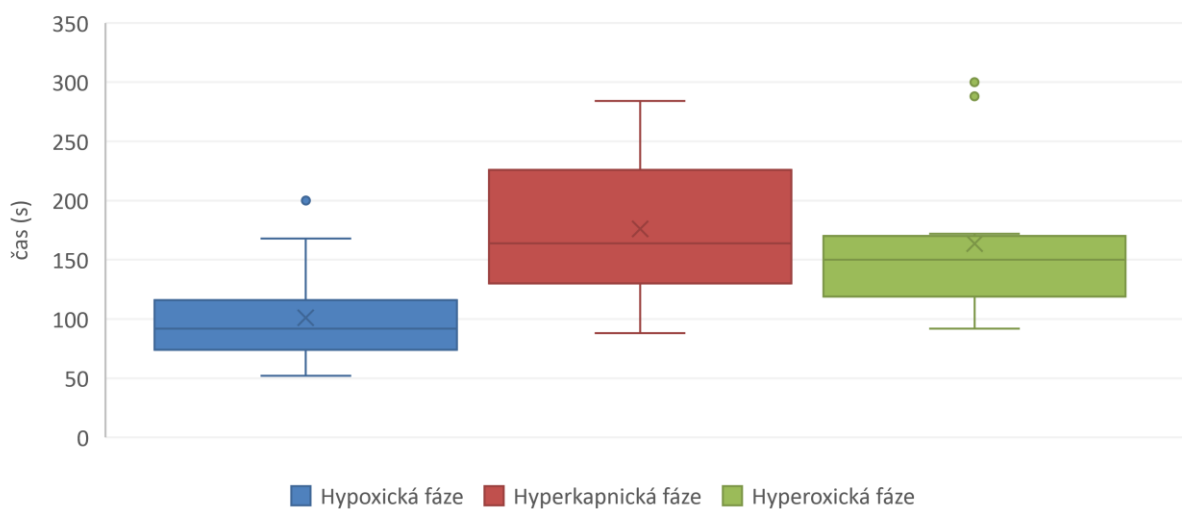
Obrázek č. 3.4: Graf časů k dosažení 20% změny pro parametr  $rSO_2$ , pro sondu umístěnou na levé straně čela, sestavy Root Radical-7 (Masimo). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 43,0 s, pro hyperkapnickou 55,5 s a pro hyperoxickou 68,0 s.



Obrázek č. 3.5: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $rSO_2$ , pro sondu umístěnou na levé straně čela, sestavy Root Radical-7 (Masimo). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 67,0 s, pro hyperkapnickou 103,0 s a pro hyperoxickou 109,0 s.

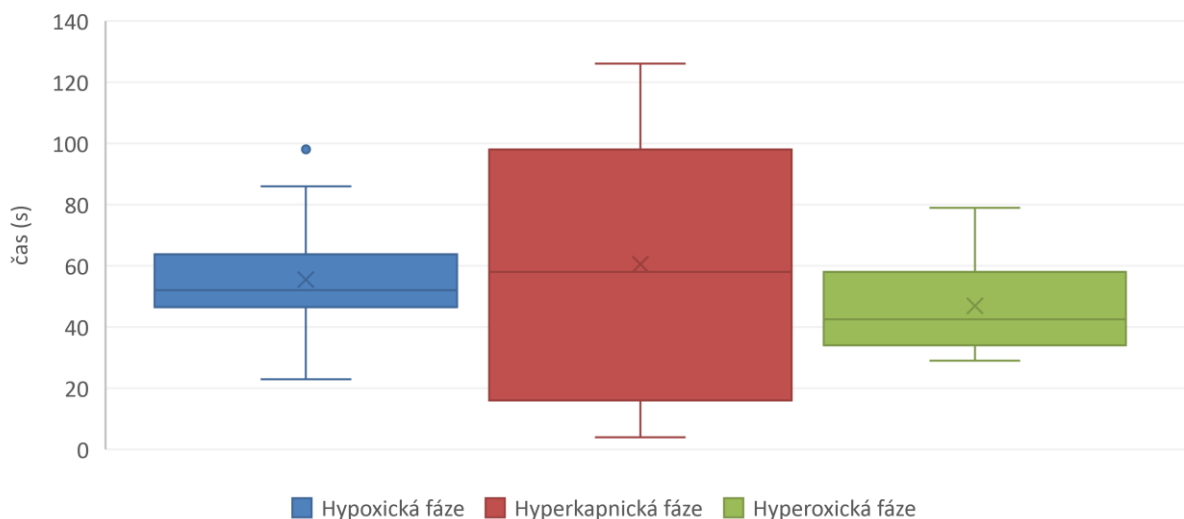


Obrázek č. 3.6: Graf časů k dosažení 20 % změny pro parametr  $SpO_2$  přístroje Nellcor N-600 (Covidien). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 60,0 s, pro hyperkapnickou 120,0 s a pro hyperoxickou 48,0 s. Z grafu je patrný vyšší rozptyl výsledků pro hyperkapnickou fázi. Tato skutečnost je způsobena odlišnou autoregulační odpovědí organismu pro jednotlivé probandy a faktem, že tento přístroj zaznamenává data s vzorkovací frekvencí 0,25 Hz.

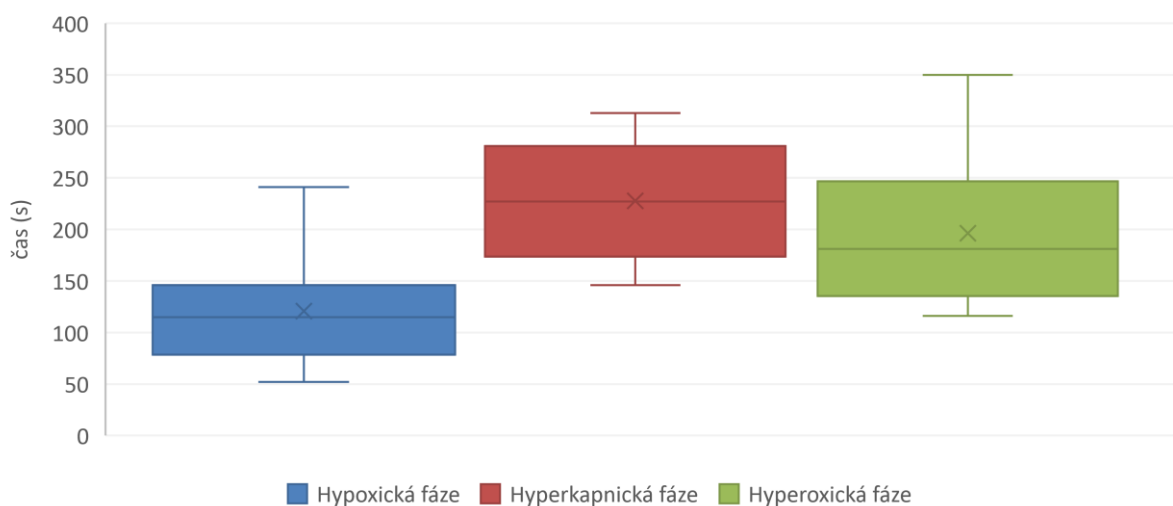


Obrázek č. 3.7: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $SpO_2$  přístroje Nellcor N-600 (Covidien). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 92,0 s, pro hyperkapnickou 164,0 s a pro hyperoxickou 152,0 s. Z grafu je patrný vyšší rozptyl výsledků pro hyperkapnickou fázi. Tato skutečnost je způsobena odlišnou autoregulační odpovědí organismu pro jednotlivé probandy a faktem, že tento přístroj zaznamenává data s vzorkovací frekvencí 0,25 Hz.

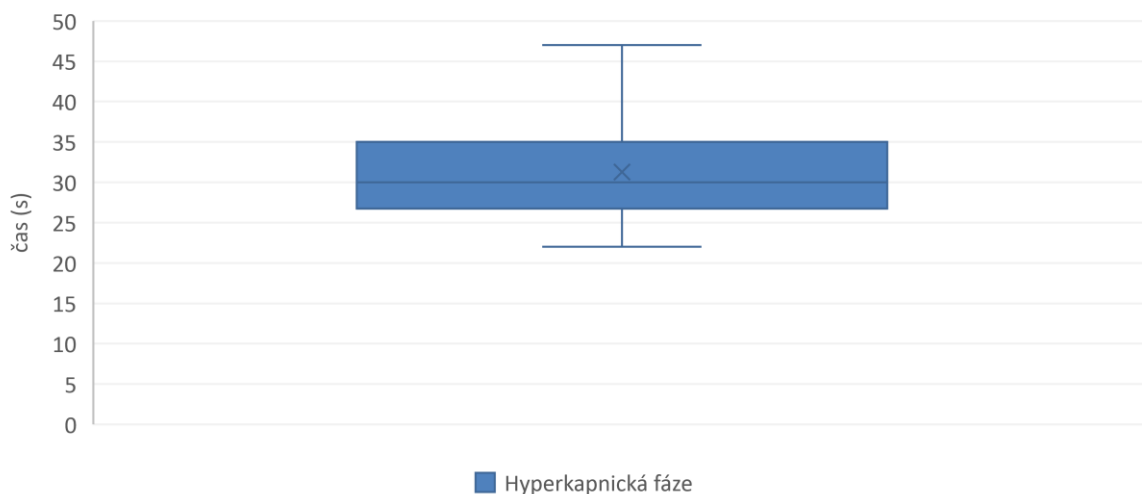




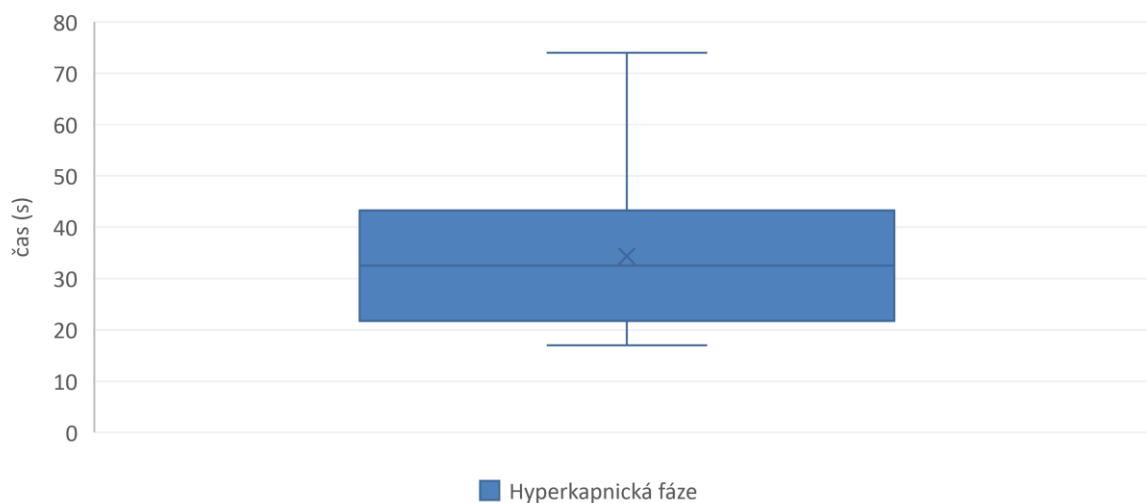
Obrázek č. 3.8: Graf časů k dosažení 20% změny pro parametr  $SpO_2$  přístroje CARESCAPE B650 (GE). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 52,0 s, pro hyperkapnickou 58,0 s a pro hyperoxickou 42,5 s. Z grafu je patrný vyšší rozptyl výsledků pro hyperkapnickou fázi. Tato skutečnost je způsobena odlišnou autoregulační odpovědí organismu pro jednotlivé probandy a faktem, že tento přístroj měří s přesností na desetinná místa.



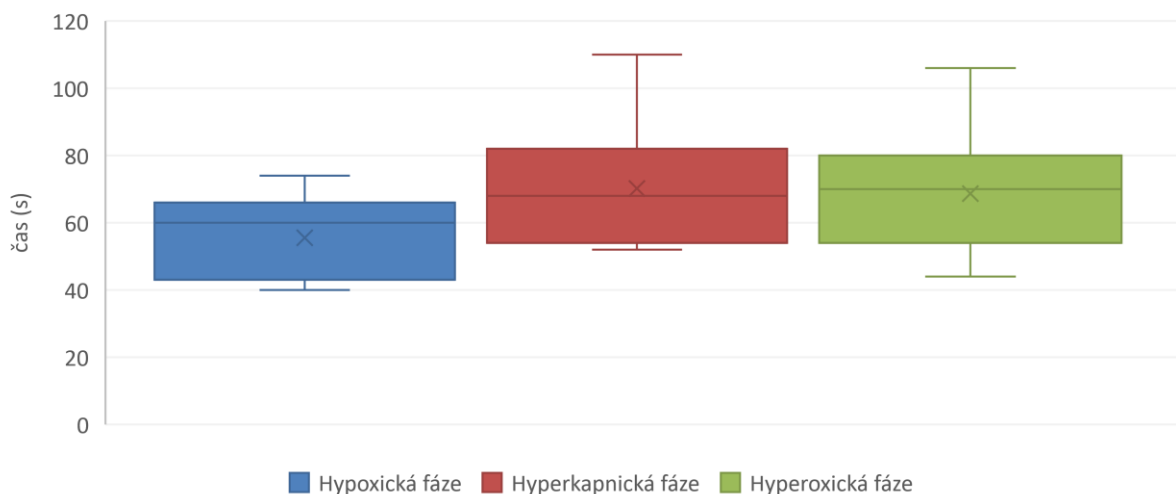
Obrázek č. 3.9: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $SpO_2$  přístroje CARESCAPE B650 (GE). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 115,0 s, pro hyperkapnickou 227,0 s a pro hyperoxickou 181,0 s.



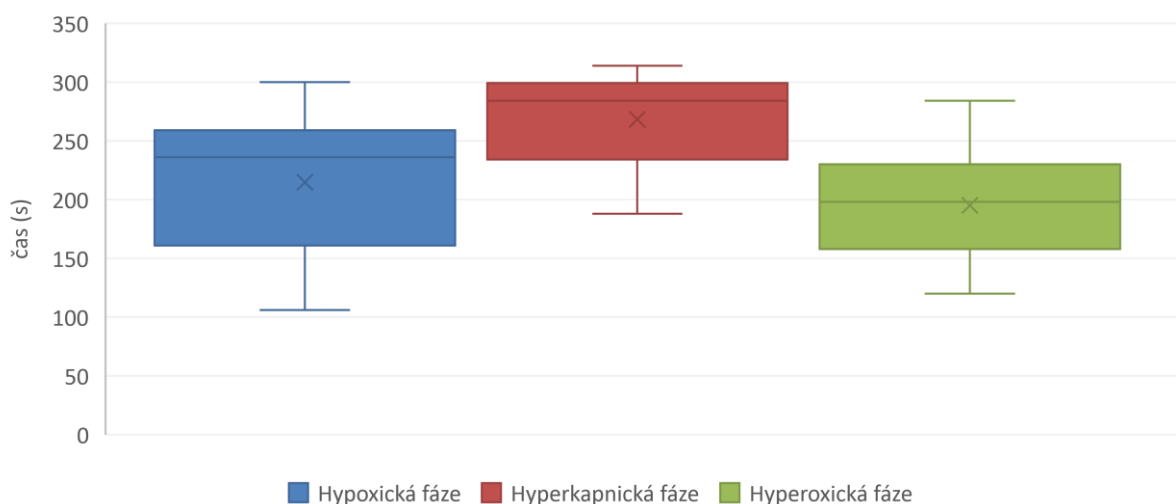
Obrázek č. 3.10: Graf časů k dosažení 20% změny pro parametr  $EtCO_2$  přístroje CARESCAPE B650 (GE). Tento parametr byl zpracován pouze pro hyperkapnickou fázi. V ostatních fázích signál nedosahoval žádných viditelných změn. Hodnota mediánu zde činí 30,0 s.



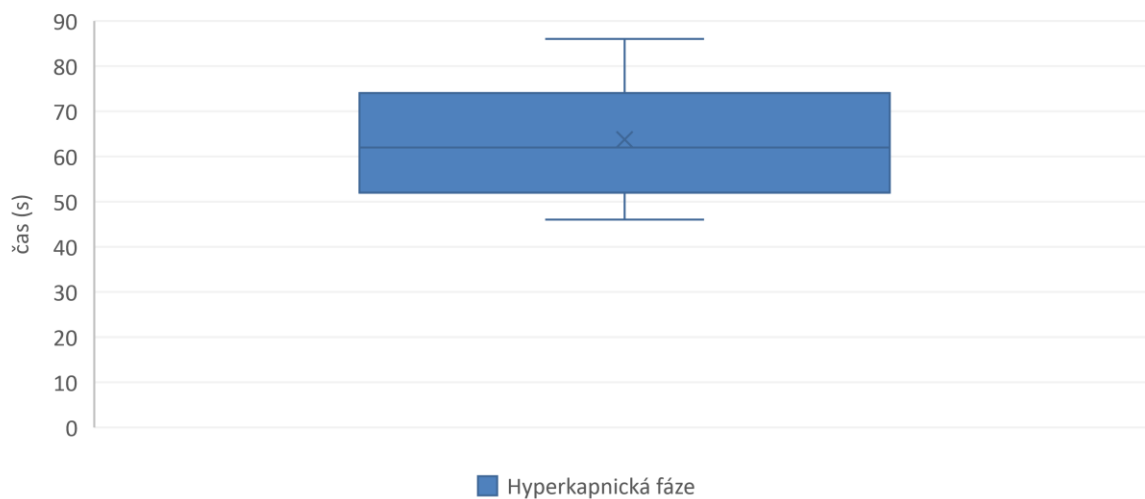
Obrázek č. 3.11: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $EtCO_2$  přístroje CARESCAPE B650 (GE). Tento parametr byl zpracován pouze pro hyperkapnickou fázi. V ostatních fázích signál nedosahoval žádných viditelných změn. Hodnota mediánu zde činí 32,5 s.



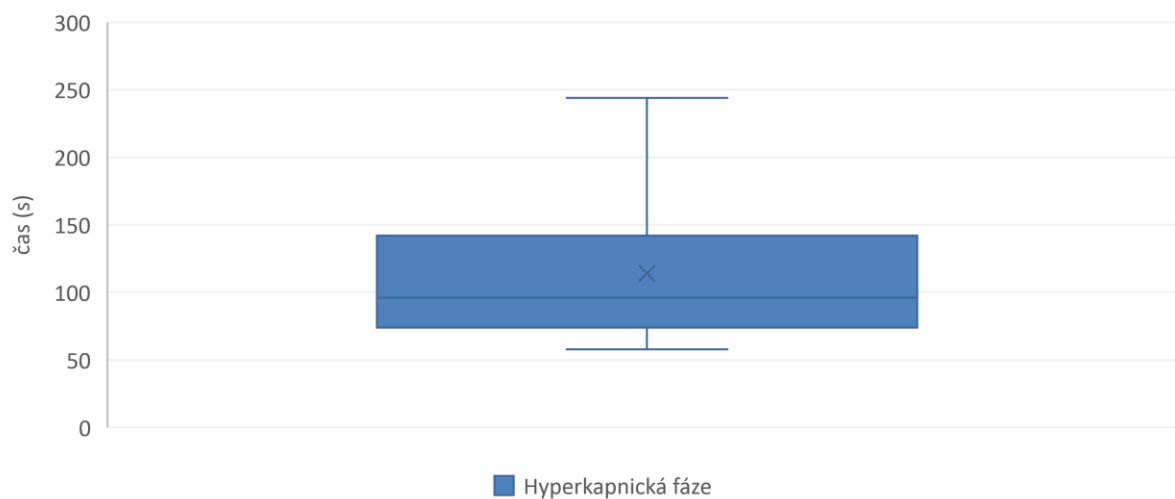
Obrázek č. 3.12: Graf časů k dosažení 20% změny pro parametr  $tcpO_2$  přístroje TOSCA TCM 4 (Radiometer). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 60,0 s, pro hyperkapnickou 68,0 s a pro hyperoxickou 70,0 s.



Obrázek č. 3.13: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $tcpO_2$  přístroje TOSCA TCM 4 (Radiometer). Hodnota mediánu pro hypoxickou fázi činí 236,0 s, pro hyperkapnickou 284,0 s a pro hyperoxickou 198,0 s.

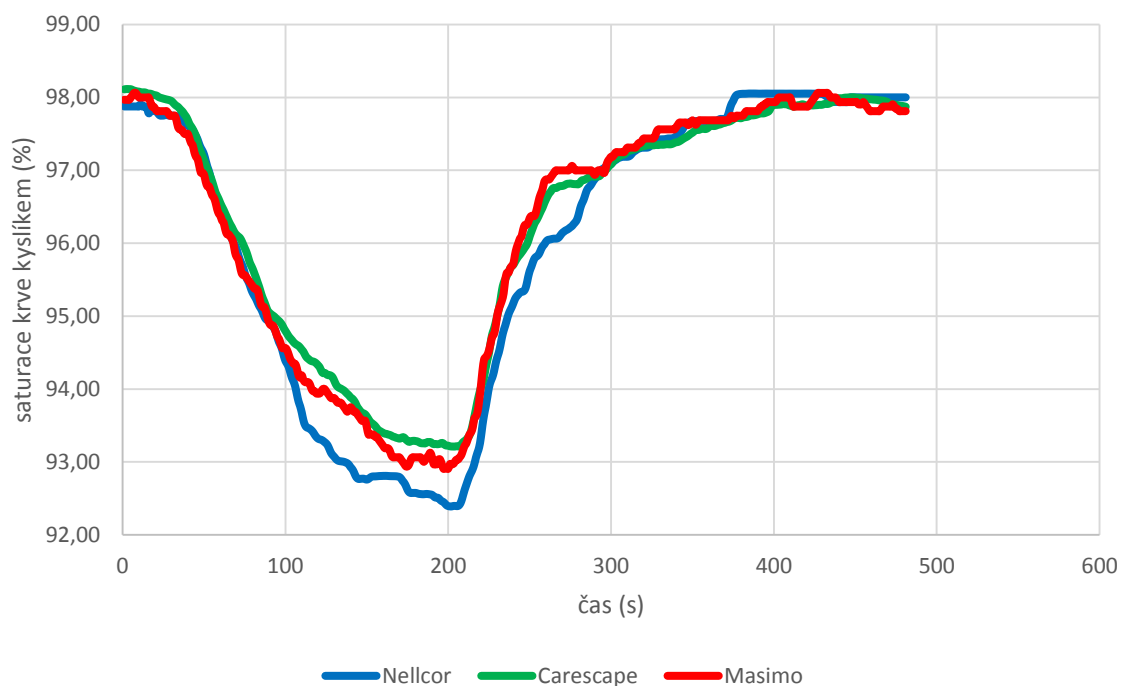


Obrázek č. 3.14: Graf časů k dosažení 20% změny pro parametr  $tcpCO_2$  přístroje TOSCA TCM 4 (Radiometer). Tento parametr byl zpracován pouze pro hyperkapnickou fázi. V ostatních fázích signál nedosahoval žádných viditelných změn. Hodnota mediánu zde činí 62,0 s.



Obrázek č. 3.15: Graf časů k dosažení 80% útlumu pro parametr  $tcpCO_2$  přístroje TOSCA TCM 4 (Radiometer). Tento parametr byl zpracován pouze pro hyperkapnickou fázi. V ostatních fázích signál nedosahoval žádných viditelných změn. Hodnota mediánu zde činí 96,0 s.

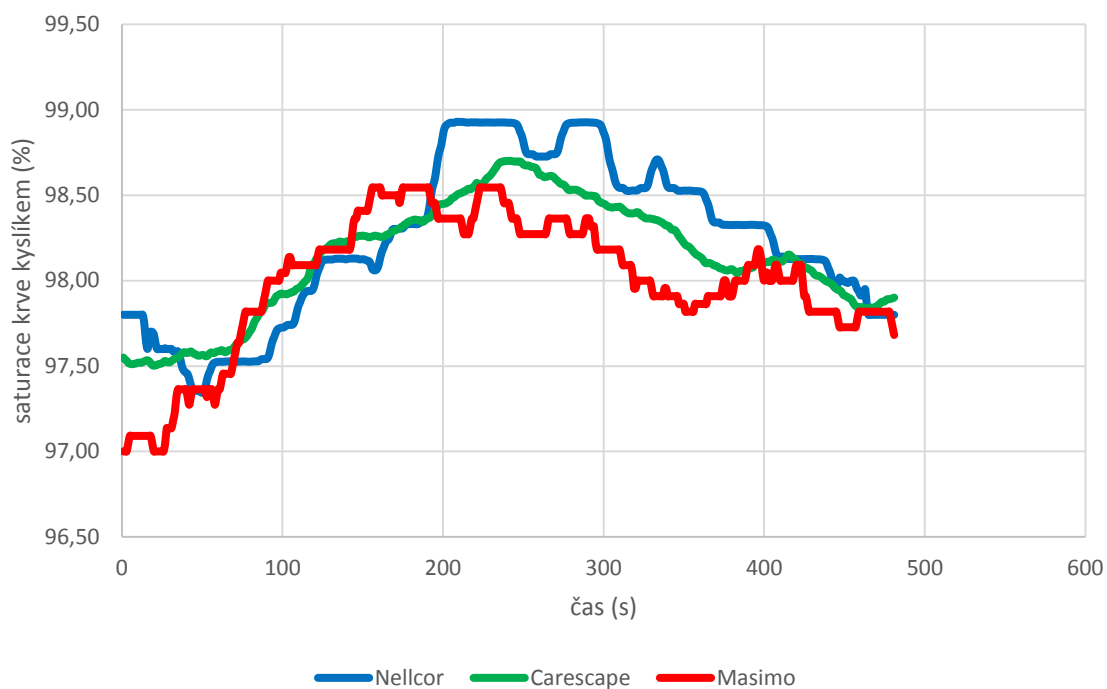
Pro porovnání signálu  $SpO_2$  pro jednotlivé přístroje byly signály od jednotlivých probandů zprůměrovány, vyneseny do grafů společně a doplněny o tabulku korelačních koeficientů. Grafy signálů  $SpO_2$  od jednotlivých přístrojů jsou k vidění v Obrázcích 3.16–3.18. Následně pak byly vyneseny grafy lineární regrese pro porovnání jednotlivých dvojic přístrojů z hlediska amplitudy. Tyto grafy, společně s hodnotami koeficientu determinace  $R^2$  jsou zobrazeny v Obrázcích č. 3.19–3.27.



Obrázek č. 3.16: Porovnání zprůměrovaných signálů  $SpO_2$  pro jednotlivé přístroje při hypoxické fázi.

Tabulka č. 3.1: Tabulka korelačních koeficientů pro hypoxickou fázi.

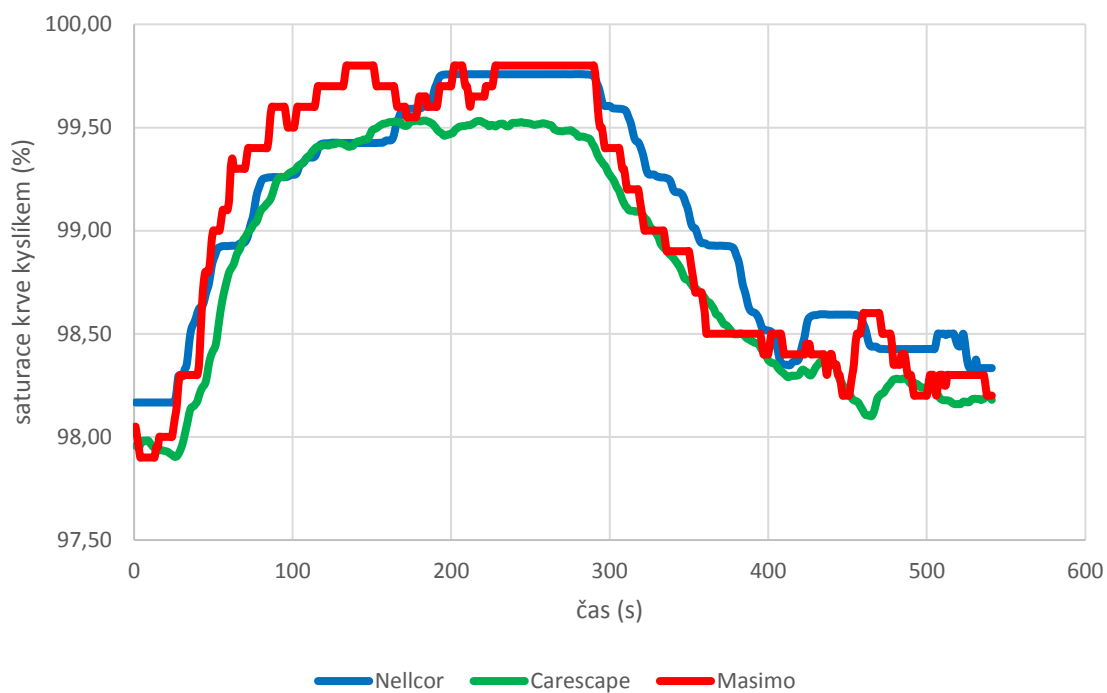
Porovnávaná dvojice pulzních oxymetrů	Korelační koeficient (-)
Nellcor N-600 (Covidien) vs. CARESCAPE B650 (GE)	0,995
Nellcor N-600 (Covidien) vs. Root Radical-7 (Masimo)	0,992
CARESCAPE B650 (GE) vs. Root Radical-7 (Masimo)	0,997



Obrázek č. 3.17: Porovnání zprůměrovaných signálů  $SpO_2$  pro jednotlivé přístroje při hyperkapnické fázi.

Tabulka č. 3.2: Tabulka korelačních koeficientů pro hyperkapnickou fázi.

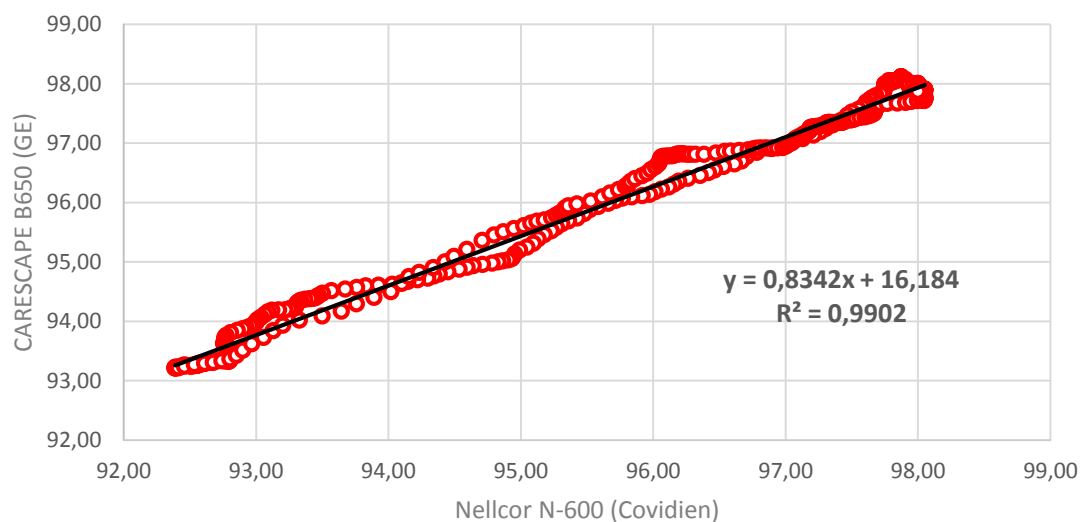
Porovnávaná dvojice pulzních oxymetrů	Korelační koeficient (-)
Nellcor N-600 (Covidien) vs. CARESCAPE B650 (GE)	0,931
Nellcor N-600 (Covidien) vs. Root Radical-7 (Masimo)	0,707
CARESCAPE B650 (GE) vs. Root Radical-7 (Masimo)	0,842



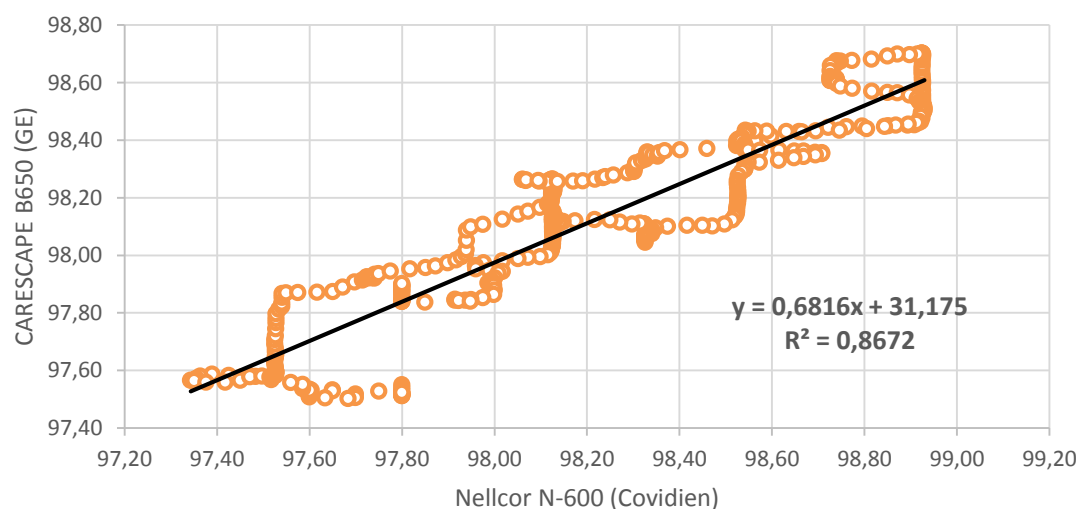
Obrázek č. 3.18: Porovnání zprůměrovaných signálů  $SpO_2$  pro jednotlivé přístroje při hyperoxické fázi.

Tabulka č. 3.3: Tabulka korelačních koeficientů pro hyperoxickou fázi.

Porovnávaná dvojice pulzních oxymetrů	Korelační koeficient (-)
Nellcor N-600 (Covidien) vs. CARESCAPE B650 (GE)	0,972
Nellcor N-600 (Covidien) vs. Root Radical-7 (Masimo)	0,947
CARESCAPE B650 (GE) vs. Root Radical-7 (Masimo)	0,975



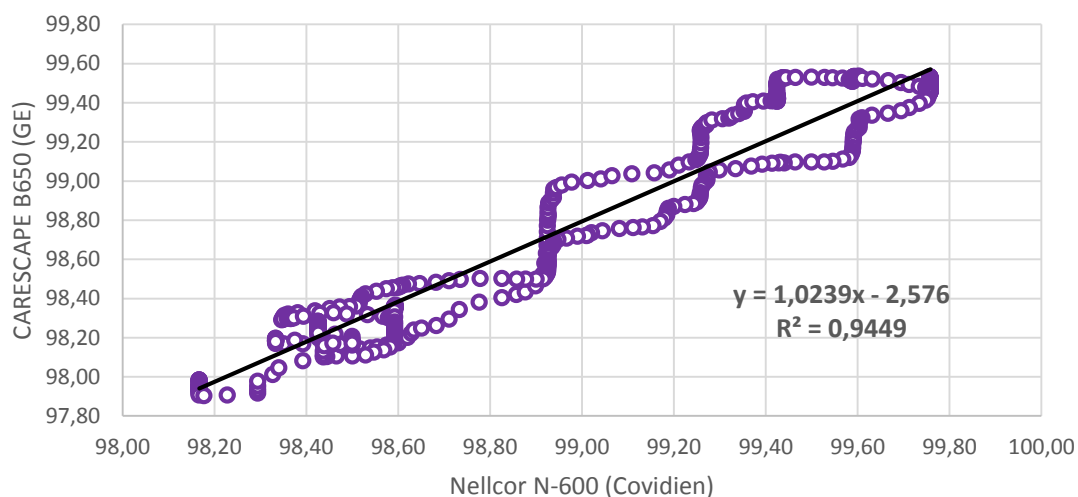
Obrázek č. 3.19: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje Nellcor N-600 (Covidien) a CARESCAPE B650 (GE) pro hypoxickou fázi.



Obrázek č. 3.20: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje Nellcor N-600 (Covidien) a CARESCAPE B650 (GE) pro hyperkapnickou fázi. Zde je patrný schodovitý tvar trendu.

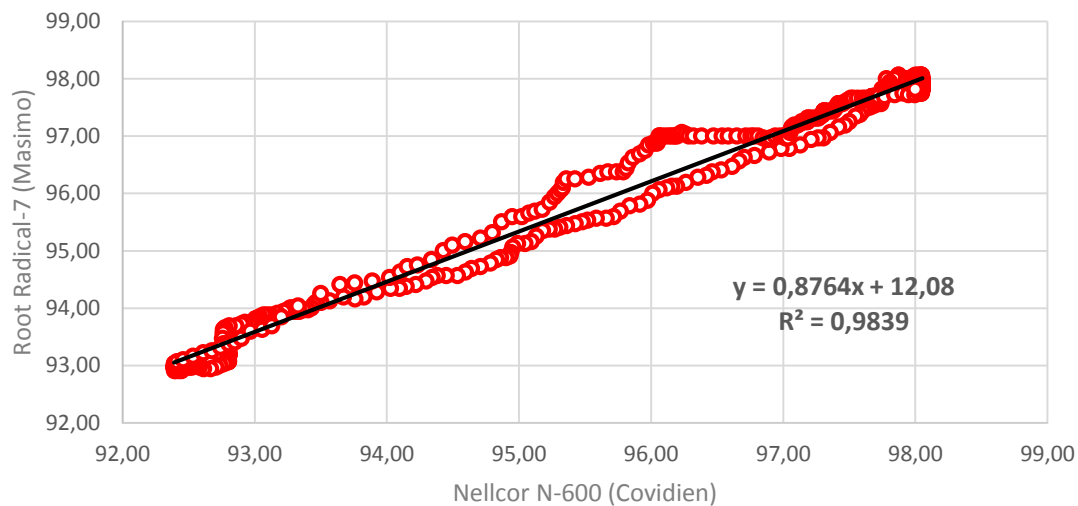
To je způsobeno rozdílnou vzorkovací frekvencí přístrojů ( $f_{Nellcor} = 0,25$  Hz,  $f_{CARESCAPE} = 1$  Hz) a faktem, že zde v určitém momentě dochází k saturaci signálů.



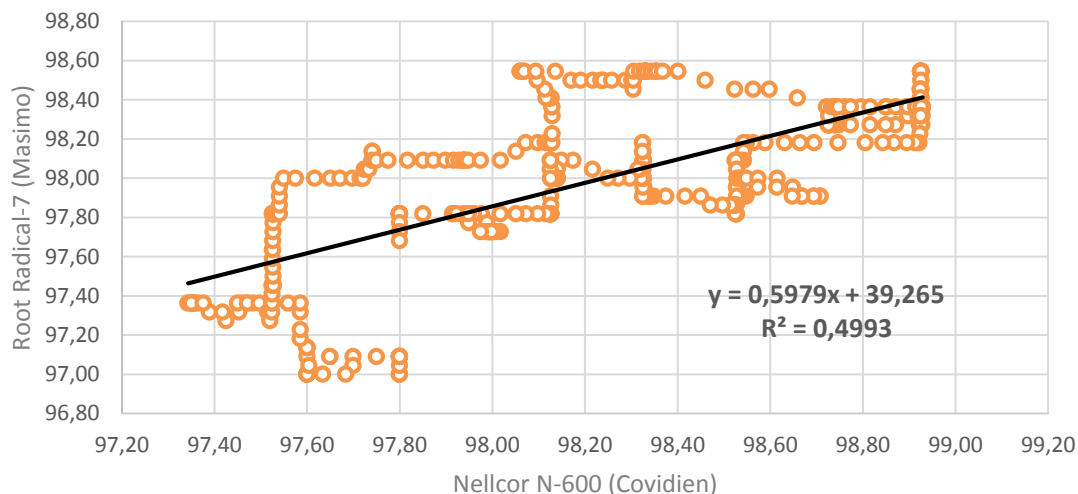


Obrázek č. 3.21: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje Nellcor N-600 (Covidien) a CARESCAPE B650 (GE) pro hyperoxickou fázi. Zde je patrný schodovitý tvar trendu.

To je způsobeno rozdílnou vzorkovací frekvencí přístrojů ( $f_{Nellcor} = 0,25$  Hz,  $f_{CARESCAPE} = 1$  Hz) a faktem, že zde v určitém momentě dochází k saturaci signálů.

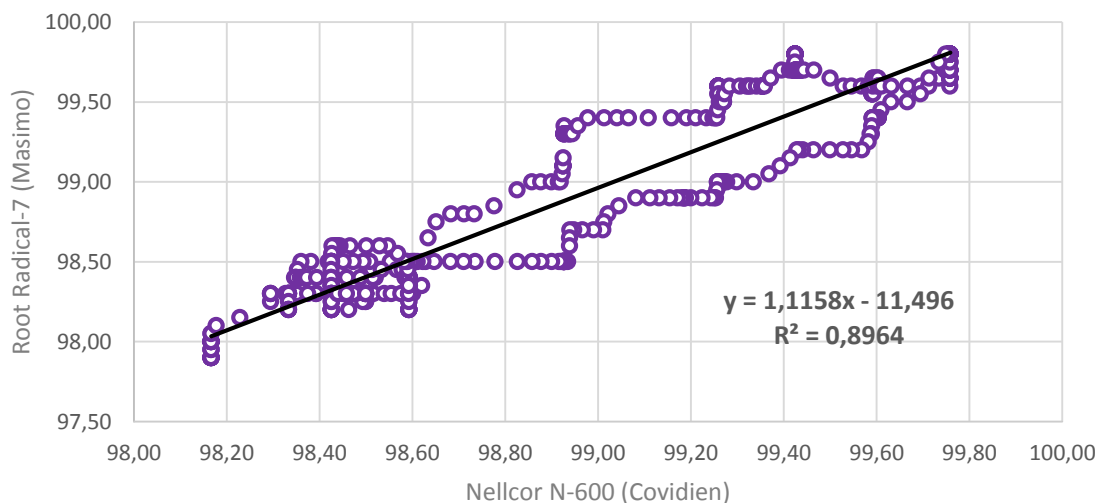


Obrázek č. 3.22: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje Nellcor N-600 (Covidien) a Root Radical-7 (Masimo) pro hypoxickou fázi.

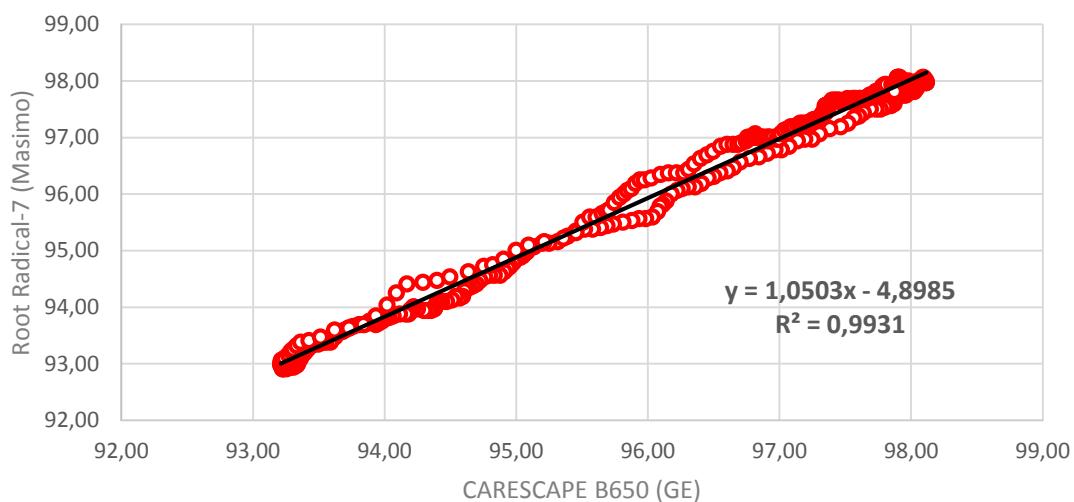


Obrázek č. 3.23: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje Nellcor N-600 (Covidien) a Root Radical-7 (Masimo) pro hyperkapnickou fázi. Zde je patrný schodovitý tvar trendu.

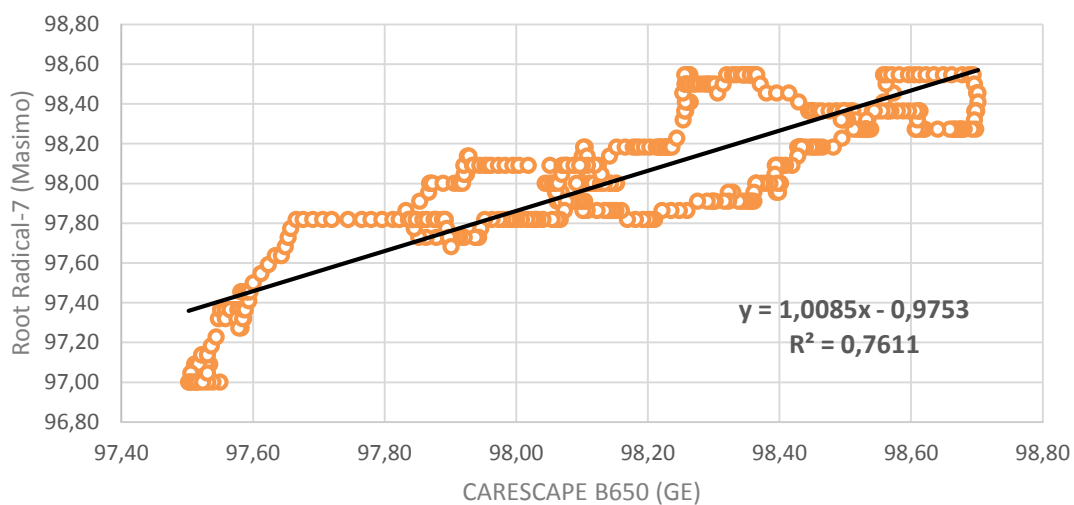
To je způsobeno rozdílnou vzorkovací frekvencí přístrojů ( $f_{Nellcor} = 0,25$  Hz,  $f_{Root\ Radical-7} = 0,5$  Hz) a faktem, že zde v určitém momentě dochází k saturaci signálů.



Obrázek č. 3.24: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje Nellcor N-600 (Covidien) a Root Radical-7 (Masimo) pro hyperoxickou fázi. Zde je patrný schodovitý tvar trendu. To je způsobeno rozdílnou vzorkovací frekvencí přístrojů ( $f_{Nellcor} = 0,25$  Hz,  $f_{Root\ Radical-7} = 0,5$  Hz) a faktem, že zde v určitém momentě dochází k saturaci signálů.

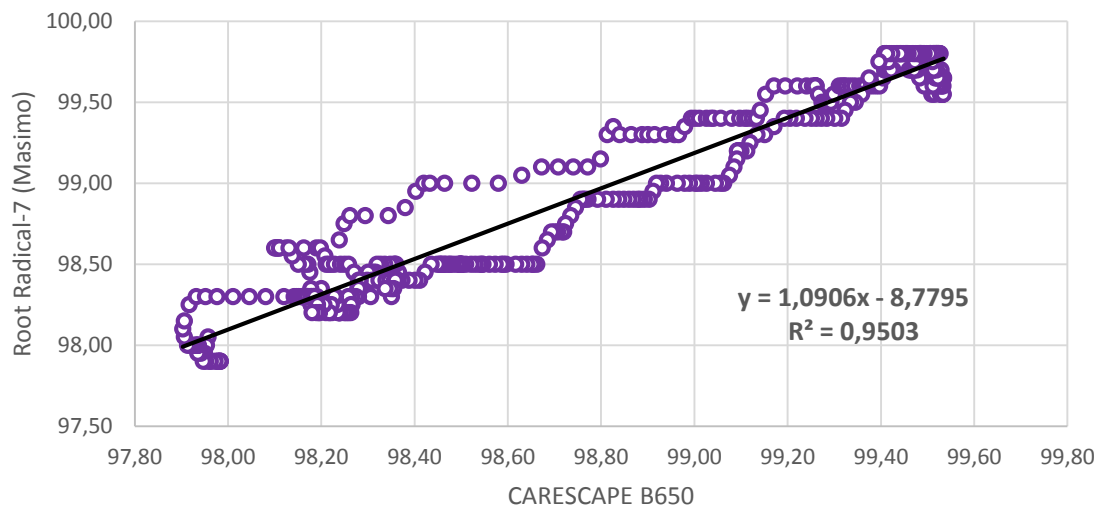


Obrázek č. 3.25: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo) pro hypoxickou fázi.



Obrázek č. 3.26: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo) pro hyperkapnickou fázi. Zde je patrný schodovitý tvar trendu.

To je způsobeno rozdílnou vzorkovací frekvencí přístrojů ( $f_{\text{CARESCAPE}} = 1 \text{ Hz}$ ,  $f_{\text{Root Radical-7}} = 0,5 \text{ Hz}$ ) a faktem, že zde v určitém momentě dochází k saturaci signálů.



Obrázek č. 3.27: Graf lineární regrese signálů  $SpO_2$  pro přístroje CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo) pro hyperoxickou fázi. Zde je patrný schodovitý tvar trendu. To je způsobeno rozdílnou vzorkovací frekvencí přístrojů ( $f_{CARESCAPE} = 1 \text{ Hz}$ ,  $f_{Root \text{ Radical-7}} = 0,5 \text{ Hz}$ ) a faktem, že zde v určitém momentě dochází k saturaci signálů.

## 4 Diskuse

### Vyhodnocované parametry v jednotlivých ventilačních fázích

Během hypoxické fáze byla vyhodnocována data parametru  $SpO_2$ , jež měřily přístroje Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo), dále parametru  $tcpO_2$ , jež měřil přístroj TOSCA TCM4 (Radiometer), a parametru  $rSO_2$  (na levé straně čela), který měřil přístroj Root Radical-7 (Masimo). Data z parametrů  $EtCO_2$ ,  $tcpCO_2$  a  $SpCO$  pro tuto fázi nebyla vyhodnocována z důvodu absence jakékoli viditelné změny těchto parametrů.

V hyperkapnické fázi byla vyhodnocována data parametru  $SpO_2$ , jež měřili přístroje Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo), dále parametrů  $tcpO_2$  a  $tcpCO_2$ , která měřil přístroj TOSCA TCM4 (Radiometer), parametru  $rSO_2$  (na levé straně čela), který měřil přístroj Root Radical-7 (Masimo) a parametru  $EtCO_2$ , jež měřil přístroj CARESCAPE B650 (GE). Data z parametru  $SpCO$  pro tuto fázi nebyla vyhodnocována z důvodu absence jakékoli viditelné změny tohoto parametru.

Během hyperoxické fáze byla vyhodnocována data parametru  $SpO_2$ , jež měřili přístroje Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo), dále parametru  $tcpO_2$ , jež měřil přístroj TOSCA TCM4 (Radiometer), a parametru  $rSO_2$  (na levé straně čela), který měřil přístroj Root Radical-7 (Masimo). Data z parametrů  $EtCO_2$ ,  $tcpCO_2$  a  $SpCO$  pro tuto fázi nebyla vyhodnocována z důvodu absence jakékoli viditelné změny těchto parametrů.

Ve fázi dýchání směsi s 0,3 % oxidu uhelnatého byl vyhodnocován pouze parametr  $SpCO$  měřený přístrojem Root Radical-7 (Masimo). Jelikož plynná směs měla stejné zastoupení  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2$  jako atmosférická směs v předešlé relaxační fázi, nemělo smysl vyhodnocovat data ze zbylých parametrů.

Parametry  $PI$  a  $rSO_2$  (na pravém předloktí) bohužel nebyly vůbec vyhodnocovány. Této problematice budou věnovány samostatné podkapitoly diskuze.

## Pozorované jevy v jednotlivých ventilačních fázích

V hypoxické fázi je dobře patrné, že vlivem snížení inspirační frakce kyslíku docházelo k poklesu hodnoty  $SpO_2$ . Stejný pokles byl viditelný i u parametrů  $tcpO_2$  a  $rSO_2$ , a to se stejnou rychlostí jako v případě  $SpO_2$ . U parametru  $tcpO_2$  však docházelo k pomalejšímu návratu signálu k původním hodnotám, a to o více jak dvojnásobný čas, než v případě parametrů  $SpO_2$  a  $rSO_2$ . Tyto změny lze pozorovat v grafech v příloze 7.3. Konkrétní hodnoty reakčních a útlumových časů lze najít v Tabulkách 7.1–7.4.

Během hyperkapnické fáze, kdy probandi dýchali směs s 5 %  $CO_2$ , je naopak zřetelné, že docházelo k nárůstu parametrů  $SpO_2$ ,  $tcpO_2$  a  $rSO_2$  vlivem zvýšení minutové ventilace. K tomu docházelo díky podráždění chemosenzitivních elementů prodloužené míchy [42]. Rychlosti nárůstu signálů se tady poměrně liší, a to jednak vlivem rozdílné reakce autoregulačních mechanismů jednotlivých probandů, a jednak díky rozdílným vzorkovacím frekvencím jednotlivých přístrojů, jak je uvedeno v sekci 2.3. Dále zde docházelo k nárůstu parametrů  $tcpCO_2$  a  $EtCO_2$  vlivem zvýšené inspirační frakce oxidu uhličitého. Parametr  $tcpCO_2$  vykazoval oproti  $EtCO_2$  téměř dvojnásobně pomalejší rychlost odezvy, pravděpodobně kvůli zpoždění vyvolané měřením přes pokožku.

V hyperoxické fázi, vlivem zvýšení podílu kyslíku v inspirační směsi, docházelo k nárůstu parametrů  $SpO_2$ ,  $tcpO_2$  a  $rSO_2$ . V případě  $tcpO_2$  a  $rSO_2$  se srovnatelnou rychlostí. Nejrychlejší odpověď vykazoval parametr  $SpO_2$ . Avšak v jeho případě většinou docházelo k nárůstu na 100 %, a tedy i saturaci signálu.

Poslední ventilační fází byla fáze CO. Na tuto fázi reagoval pouze přístroj Root Radical-7 (Masimo), jenž měřil parametr  $SpCO$ , který zde vzrostl. U ostatních přístrojů a signálů nebyly pozorovány žádné změny.

Od reakčních časů jednotlivých přístrojů a metod, uvedených v Tabulkách č. 7.1–7.4, je však třeba ještě odečíst čas vyvolaný mrtvým prostorem ventilační soustavy. Tento prostor zaujímal objem cca 1 L, což vzhledem k průměrné minutové ventilaci 12 L/min představuje zpoždění 5 s. Výjimku představovaly časy 80 % útlumu pro hyperkapnickou fázi. Zde probandi dýchali v průměru 24 L/min, což představuje zpoždění 2,5 s.

Vzhledem k naměřeným datům lze tedy říci, že veškeré parametry daných přístrojů se chovaly adekvátně vzhledem ke změnám koncentrací plynů v inspirační směsi.

## Hodnocení výsledků rychlosti odezvy

Ze statisticky zhodnocených dat vyplývá, že nejrychlejší odezvu na skokové snížení frakce kyslíku poskytoval parametr  $SpO_2$  přístroje Root Radical-7 (Masimo), jenž zareagoval 20 % změny v průměru za  $51,9 \pm 19,8$  s a 80 % útlumu za  $74,6 \pm 32,9$  s. Nejrychlejší odpověď na zvýšení frakce oxidu uhličitého představoval parametr  $EtCO_2$ , který měřil přístroj CARESCAPE B650 (GE). Ten dospěl k 20 % změny v průměru po  $31,3 \pm 6,5$  s a k 80 % útlumu za  $34,4 \pm 15,4$  s. V případě skokového zvýšení frakce kyslíku se jako nejrychlejší ukázala opět odpověď parametru  $SpO_2$  přístroje Root Radical-7 (Masimo). Zde došlo k 20 % změny v průměru za  $42,0 \pm 12,8$  s a k 80 % útlumu za  $136,5 \pm 66,8$  s. Na dýchání ventilační směsi s 0,3 % oxidu uhelnatého zareagoval pouze parametr  $SpCO$  přístroje Root Radical-7 (Masimo). Zde došlo ke změně signálu v průměru za  $202,6 \pm 26,5$  s.

Hodnoty jednotlivých časů lze vidět v Tabulkách č. 7.1–7.4 nebo v grafech na Obrázcích č. 3.1–3.15.

## Hodnocení výsledků porovnání signálů $SpO_2$ z jednotlivých přístrojů

Statistickým porovnáním signálů parametru  $SpO_2$  přístrojů Root Radical-7 (Masimo), CARESCAPE B650 (GE) a Nellcor N-600 (Covidien) bylo zjištěno, že signály nejvíce korelují a dosahují nejvyšší hodnoty parametru  $R^2$  v případě hypoxické fáze. V této fázi parametr  $SpO_2$  klesá bez jakéhokoli omezení, na rozdíl od hyperkapnické a hyperoxické fáze, kde se signál dostane do saturace. Hodnoty vzájemné korelace zde dosahují hodnot nad 0,99 a hodnoty parametru  $R^2$  nad 0,98.

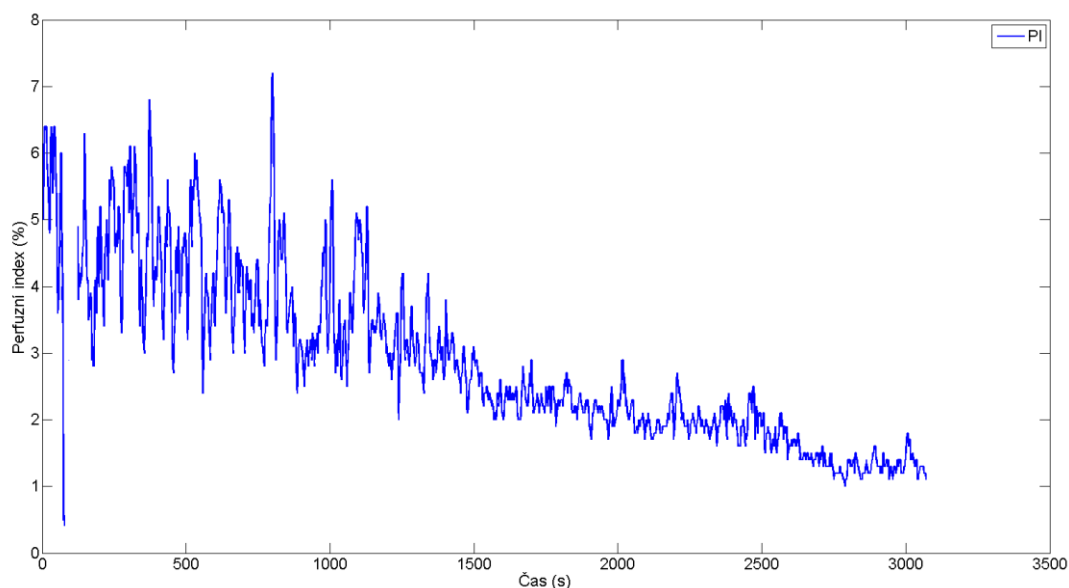
V hyperkapnické a hyperoxické fázi se již signály poněkud rozcházejí. V případě hyperkapnické fáze dosahuje korelační koeficient hodnot 0,71–0,93 a parametr  $R^2$  hodnot 0,49–0,87. V případě hyperoxické fáze dosahuje korelační koeficient hodnot 0,95–0,97 a parametr  $R^2$  hodnot 0,90–0,95. To pravděpodobně zapříčinil vzrůst hodnoty  $SpO_2$  na mez 100 %, kde došlo k saturaci signálu. Došlo zde tedy k situaci, kdy mohlo dojít jen k velmi malé změně, což vzhledem k faktu, že každý přístroj disponoval jinou vzorkovací frekvencí, způsobilo značné rozpory v získaných datech.

Konkrétní hodnoty korelačních koeficientů pro jednotlivé případy lze vidět v Tabulkách č. 3.1–3.3. Hodnoty parametrů  $R^2$  jsou uvedeny v grafech na Obrázcích č. 3.19–3.27.

### Hodnocení signálů perfuzního indexu

Při analýze signálů perfuzního indexu bylo zjištěno, že tento parametr nevykazuje žádné odezvy na náhlé změny ve složení inspiračních směsí, jež byly prováděny v mém experimentu. Dle [42] by během hypoxické a hyperkapnické fáze mělo docházet k vazodilataci cév a tedy i zvýšení hodnoty perfuzního indexu. V našem experimentu jsme však, z důvodu bezpečnosti probanda, omezili dobu expozice na 3–4 minuty, což neovlivnilo parciální tlaky těchto plynů natolik, aby se mohly projevit vazodilatací v periférii.

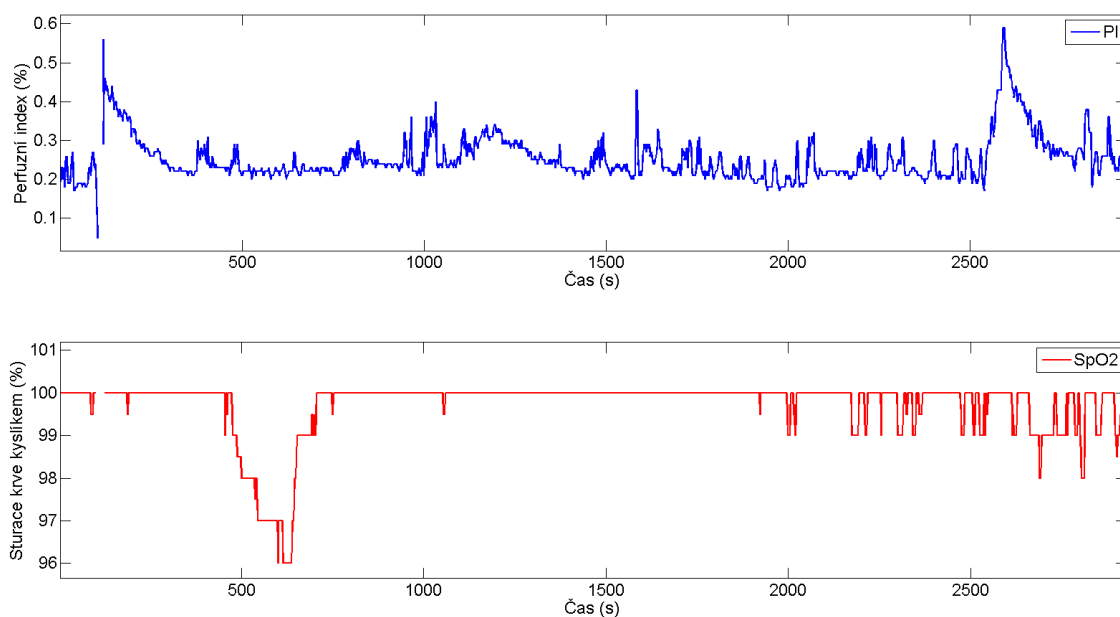
V našich signálech byl však pozorován sestupný trend tohoto parametru v rámci celého měření. K tomuto jevu docházelo kvůli strnulé pozici probanda při měření, bez možnosti se protáhnout a obnovit tak průtok krve periférií. Ukázka tohoto signálu je zobrazena níže v Obrázku č. 4.1.



Obrázek č. 4.1: Sestupný trend signálu perfuzního indexu.



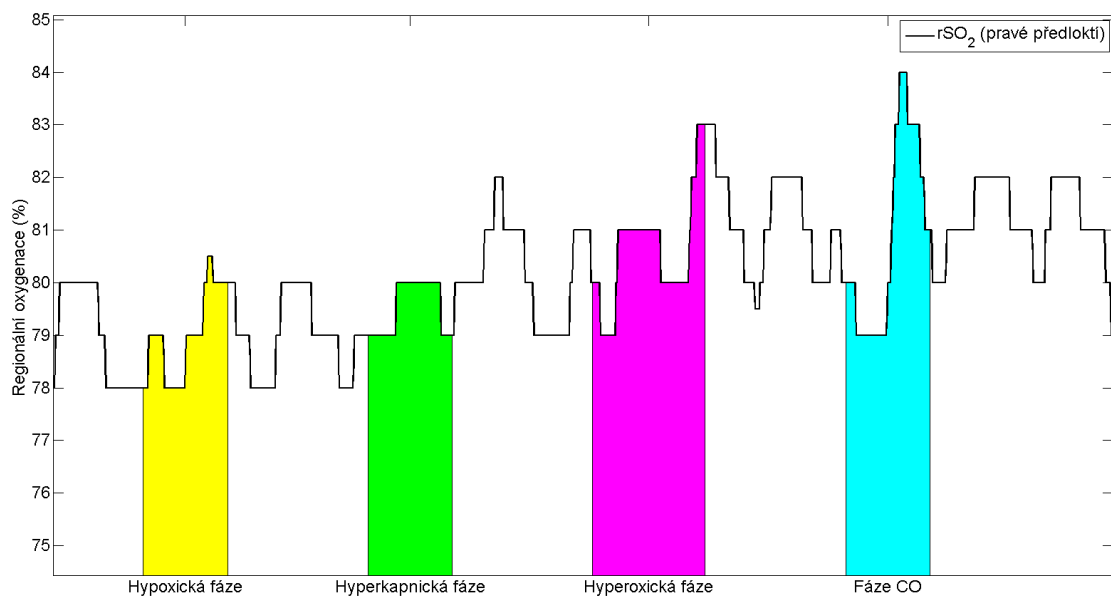
Dalším pozorovaným jevem byla skutečnost, že u probandů s velice nízkou perfuzí v periférii, na které byly umístěny senzory pulzní oxymetrie, docházelo k saturování parametru  $SpO_2$  téměř po celou dobu experimentu. Výjimkou byl časový úsek hypoxické fáze. Tyto signály lze vidět v Obrázku č. 4.2. Tomuto úkazu odpovídají výsledky studie [43], ve které bylo prokázáno zvýšení relativní chyby přístroje až o 10 % při snížené perfuzi.



Obrázek č. 4.2: Signál perfuzního indexu s nízkými hodnotami (nahore) a saturovaný signál pulzní oxymetrie (dole).

## Hodnocení signálů regionální oxygenace měřené na pravém předloktí

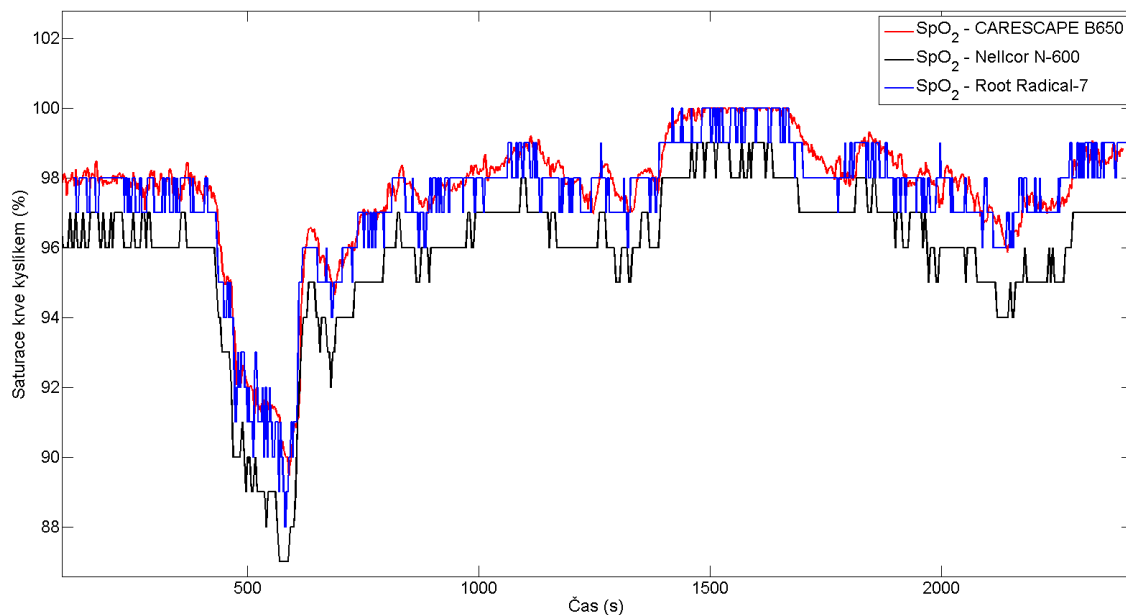
Dalším problematickým signálem byl signál regionální oxygenace měřený na probandově pravém předloktí. I přes připevnění senzoru leukoplastí a následnou fixaci elastickým silonem docházelo ke vzniku nežádoucích artefaktů vlivem supinačních a pronačních pohybů předloktí, jak lze vidět na Obrázku č. 4.3. Tyto pohyby vykonával proband naprosto samovolně, ve snaze o zvýšení perfuze v periférii, jak bylo popsáno výše. U těchto signálů tedy nelze odlišit pohybové artefakty od změn vyvolaných jednotlivými ventilačními fázemi. Z tohoto důvodu byly signály  $rSO_2$  měřené na pravém předloktí vyloučeny ze studie.



Obrázek č. 4.3: Signál regionální oxygenace s pohybovými artefakty.

## Hodnocení signálů $SpO_2$ přístroje Nellcor N-600 (Covidien)

Zběžným porovnáním signálů pulzní oxymetrie bylo zjištěno, že v několika měřeních byl signál  $SpO_2$  z přístroje Nellcor N-600 (Covidien) systematicky snížený o 1 % oproti signálům  $SpO_2$  z přístrojů Root Radical-7 (Masimo) a CARESCAPE B650 (GE), jak lze vidět na Obrázku č. 4.4. Tyto signály byly vyřazeny ze statistického porovnání signálů  $SpO_2$  od jednotlivých přístrojů.



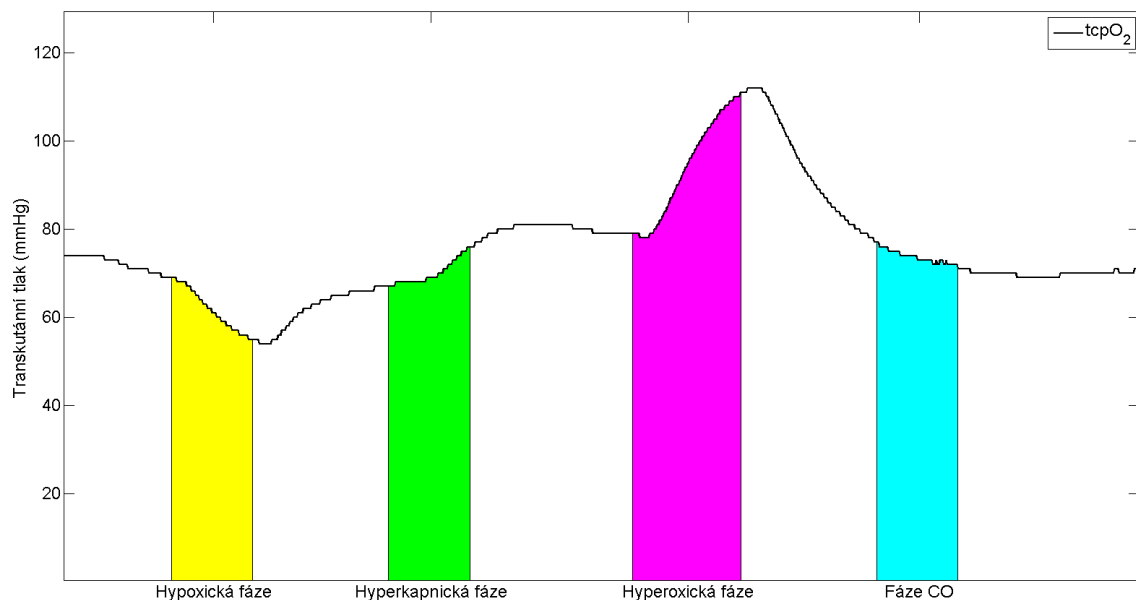
Obrázek č. 4.4: Porovnání signálů  $SpO_2$  z jednotlivých přístrojů.

K této chybě pravděpodobně došlo špatnou polohou levé ruky. Na Obrázku č. 2.5 je vidět, jak má proband při měření ruce opřené o desku stolku. V případech, kdy se proband opíral o desku stolu ulnární stranou předloktí, mohlo dojít ke snížení perfuze v malíkové straně ruky. To mohlo mít za následek ovlivnění signálu  $SpO_2$  měřeného na prsténíčku, tedy přístrojem Nellcor N-600 (Covidien).

## Možná vylepšení pro budoucí experiment

Pro zefektivnění budoucího zkoumání dané problematiky bude třeba provést několik úprav v protokolu experimentu:

Prvně bude třeba dostatečně prodloužit relaxační fáze, aby se jednotlivé signály stihly plně navrátit do původních hodnot a bylo možné sledovat jejich útlumové charakteristiky. Měření, která proběhla v rámci této studie, byla kvůli komfortu probandů časově omezena. Změny způsobené jednou ventilační fází mohly zasahovat až do další ventilační fáze. Na Obrázku č. 4.5 je zřetelně vidět, jak pokles transkutánního tlaku kyslíku po hyperoxické fázi sahá až do fáze CO.



Obrázek č. 4.5: Signál transkutánního tlaku kyslíku.

Dále bude třeba měření rozdělit na úsek Relaxační fáze – Hypoxická fáze – Relaxační fáze, úsek Relaxační fáze – Hyperkapnická fáze – Relaxační fáze, úsek Relaxační fáze – Hyperoxická fáze – Relaxační fáze a úsek Relaxační fáze – Fáze CO – Relaxační fáze. Mezi těmito jednotlivými úseky by vždy měla být dostatečně dlouhá přestávka. Během této přestávky se proband rozhybe a protáhne, aby při měření nedocházelo k poklesu perfuze v perifériích vlivem dlouhého sezení ve strnulé poloze.

Jak bylo popsáno v sekci 2.2.2, pro účely této studie byly z finančních důvodů upraveny O<sub>3</sub> senzory regionální oxygenace přelepením lepivé spodní strany, aby je bylo možné používat opakovaně. Bohužel tímto došlo k zanesení pohybových artefaktů do signálu regionální oxygenace měřeného z pravého předloktí, jak je vidět v Obrázku č. 4.3. Pro budoucí studii tedy doporučuji ponechat senzory v původním provedení a používat je jednorázově.

Během měření se velice osvědčila možnost použití promítacího plátna. Již během pilotních měření bylo zjištěno, že měřená osoba vlivem vyššího průtočného odporu ventilační soustavy dýchá přerývavě, což se negativně odráželo v naměřených datech. Sledování pořadů poskytovalo pro probanda dostatečné rozptýlení, díky čemuž se jeho dech i vitální funkce více stabilizovaly. Promítány však byly pouze dokumentární pořady s neutrálním obsahem, při jejichž sledování proband nevykazoval žádné emoční abnormality, jako kolísání srdečního tepu nebo smích.

Pro odlišení časového zpoždění vyvolané přístrojem od časového zpoždění vyvolaného autoregulačním systémem člověka by bylo třeba provádět periodické arteriální odběry. Výsledné hodnoty parciálních tlaků plynů v arteriální krvi mohou být využity jako přesná reference ostatním metodám.

Závěrem bych doporučil rozšířit soubor měřených probandů. V naší studii jsme si bohužel nemohli z časových důvodů toto dovolit. Vyskytly se komplikace, kdy nám již ve fázi pilotních měření došel plyn obohacený o 0,3 % oxidu uhelnatého, se kterým pracovali i další kolegové. Čekání na doručení nové tlakové lahve s tímto plynem, společně s celkovou časovou náročností tohoto měření zapříčinily, že nebylo možné podrobit tomuto experimentu více probandů.

## 5 Závěr

Cílem této práce bylo porovnat parametry moderních diagnostických metod určených k neinvazivnímu monitorování efektů spontánní a umělé plicní ventilace a monitorování regionálních tkáňových parametrů výměny plynů z hlediska jejich odezvy na náhlé změny složení inspirační směsi plynů (CO, CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>).

V práci se mi podařilo navrhnout a vytvořit ventilační soustavu, jež dokázala skokově měnit složení inspiračních směsí při zachování spontánní dechové aktivity probanda. S použitím této ventilační soustavy jsem posléze uskutečnil experiment na 16 zdravých dobrovolnících, při kterém jsem probandy nechal dýchat postupně směs hypoxickou, hyperkapnickou, hyperoxickou a směs s 0,3% oxidu uhelnatého.

Během hypoxické fáze docházelo ke snížení signálů parametrů  $SpO_2$ ,  $rSO_2$  a  $tcpO_2$  přístrojů Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE), Root Radical-7 (Masimo) a TOSCA TCM4 (Radiometer). Ke 20 % změny signálu docházelo u všech těchto parametrů v průměru kolem 55 s od počátku změny v inspirační směsi. Útlumu 80 % bylo v průměru dosaženo během 90 s. Výjimkou byl parametr  $tcpO_2$ , který tohoto útlumu dosáhl až po 200 s.

V hyperkapnické fázi docházelo k nárůstu parametrů  $SpO_2$ ,  $rSO_2$  a  $tcpO_2$ , vlivem zvýšené minutové ventilace, okolo 70 s od počátku ventilační fáze. Výjimku zde tvořil parametr  $SpO_2$  přístroje Nellcor N-600 (Covidien), kde vlivem nízké vzorkovací frekvence docházelo k dosažení 20 % změny až během 120 s. Hodnoty útlumových časů od jednotlivých metod a přístrojů se v hyperkapnické fázi velice lišily a nabývaly hodnot 120–268 s. Zároveň během této fáze docházelo k nárůstu parametrů  $EtCO_2$  a  $tcpCO_2$  vlivem zvýšené inspirační frakce oxidu uhličitého. K dosažení 20 % změny i 80 % útlumu signálu docházelo v případě  $EtCO_2$ , přístroje CARESCAPE B650 (GE), během 30 s. V případě parametru  $tcpCO_2$ , přístroje TOSCA TCM4 (Radiometer), docházelo k 20 % změny během 60 s a k 80 % útlumu během 110 s.

Hyperoxická fáze vyvolávala u probandů nárůst parametrů  $SpO_2$ ,  $rSO_2$  a  $tcpO_2$  vlivem zvýšeného podílu kyslíku v inspirační směsi. Zde docházelo ke 20 % změny signálu v průměru kolem 60 s od počátku ventilační fáze. Útlumové časy se zde pohybovaly okolo 160 s.

Poslední ventilační fázi představovala fáze dýchání 0,3% směsí CO. Na tuto plynnou směs reagoval pouze parametr  $SpCO$  přístroje Root Radical-7 (Masimo), a to v průměru během 203 s.

Pro porovnání parametrů  $SpO_2$  přístrojů Nellcor N-600 (Covidien), CARESCAPE B650 (GE) a Root Radical-7 (Masimo), z hlediska času, byla provedena vzájemná korelace. Zde bylo zjištěno, že signály nejlépe korelují v případě hypoxické fáze, s korelačními koeficienty kolem hodnoty 0,99. Hůře korelovaly v případě hyperoxické fáze (0,95–0,97), a nejhůře v případě hyperkapnické fáze (0,71–0,93). K tomuto rozrůznění signálů došlo pravděpodobně vlivem rozdílných vzorkovacích frekvencí daných přístrojů.

Pro porovnání signálů  $SpO_2$  těchto přístrojů z hlediska amplitudy byly dále vypočteny hodnoty koeficientu determinace  $R^2$  a sestrojeny grafy lineární regrese. V případě hypoxické fáze dosahoval koeficient  $R^2$  hodnot 0,98–0,99, během hyperkapnické fáze 0,50–0,87 a během hyperoxické fáze 0,90–0,95. V posledních dvou fázích dosahoval koeficient determinace tak nízkých hodnot pravděpodobně vlivem saturace signálu  $SpO_2$ .

Z naměřených dat lze říci, že veškeré parametry daných přístrojů se chovaly adekvátně vzhledem ke změnám koncentrací plynů v inspirační směsi a poskytovaly odezvu na náhlou změnu koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého s rychlostí okolo 60 s.

## 6 Literatura

- [1] BOO-HO YANG, SOKWOO RHEE a H.H. ASADA. A twenty-four hour tele-nursing system using a ring sensor. In: *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146)* [online]. IEEE, 1998, s. 387-392 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1109/ROBOT.1998.676438. ISBN 0-7803-4300-x. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=676438>
- [2] ROUPIE, Eric E. Equipment review: Continuous assessment of arterial blood gases. *Critical Care* [online]. 1(1), 11- [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1186/cc2. ISSN 13648535. Dostupné z: <http://ccforum.com/content/1/1/11>
- [3] SEVERINGHAUS, J. W. *The Current Status of Transcutaneous Blood Gas Analysis and Monitoring* [online]. 1998, 7(2) [cit. 2015-07-04]. Dostupné také z: <http://www.pavmed.co.kr/product/data/S-1.pdf>
- [4] SEVERINGHAUS, JOHN W., POUL ASTRUP a JOHN F. MURRAY. Blood Gas Analysis and Critical Care Medicine. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 1998, 157(4): S114-S122 [cit. 2015-07-04]. DOI: 10.1164/ajrccm.157.4.nhlb1-9.
- [5] TOBIAS, Joseph D., William R. WILSON a D. Joseph MEYER. Transcutaneous Monitoring of Carbon Dioxide Tension After Cardiothoracic Surgery in Infants and Children. *Anesthesia & Analgesia* [online]. 1999, 88(3), 531-534 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1213/00000539-199903000-00012. ISSN 0003-2999. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00000539-199903000-00012>
- [6] JANSSENS, Jean-Paul, Claude HOWARTH-FREY, Jean-Claude CHEVROLET, Bianca ABAJO a Thierry ROCHAT. Transcutaneous Pco2 to Monitor Noninvasive Mechanical Ventilation in Adults. *Chest* [online]. 1998, 113(3), 768-773 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1378/chest.113.3.768. ISSN 00123692. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369216338545>
- [7] TOBIAS, Joseph D. a D. Joseph MEYER. Noninvasive Monitoring of Carbon Dioxide During Respiratory Failure in Toddlers and Infants. *Anesthesia & Analgesia* [online]. 1997, 85(1), 55-58 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1097/00000539-199707000-00010. ISSN 0003-2999. Dostupné z:



<http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00000539-199707000-00010>

- [8] VIVIEN, Benoît, Frédéric MARMION, Sabine ROCHE, Catherine DEVILLIERS, Olivier LANGERON, Pierre CORIAT a Bruno RIOU. An Evaluation of Transcutaneous Carbon Dioxide Partial Pressure Monitoring during Apnea Testing in Brain-dead Patients. *Anesthesiology* [online]. 2006, 104(4), 701-707 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1097/00000542-200604000-00014. ISSN 0003-3022. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00000542-200604000-00014>
- [9] GILLISPIE, Charles Coulston. *Dictionary of scientific biography*. New York: Scribner, 1980, 16 v. ISBN 06841011493.
- [10] Kober A, Schubert B, et al. *Capnography in non-tracheally intubated emergency patients as an additional tool in pulse oximetry for prehospital monitoring of respiration*. *Anesth Analg* 2004; 98: 206-210.
- [11] GRONYCH, L. *Princip měření kapnometrie* [online] 19.4. 2013. [cit. 2015-30-11]. Dostupné z: <http://www.kocour.rps.cz/sites/default/files/kapnometrie.pdf>
- [12] LARSEN, Reinhard a Jarmila DRÁBKOVÁ. *Anestezie*. 2. vyd. Praha: Grada, 2005, 1376 s. ISBN 8024704765
- [13] REMEŠ, Roman a Silvia TRNOVSKÁ. *Praktická příručka přednemocniční urgentní medicíny*. 1. vyd. Praha: Grada, 2013, 240 s. ISBN 978-802-4745-305.
- [14] STEEDMAN, D J a C E ROBERTSON. Measurement of end-tidal carbon dioxide concentration during cardiopulmonary resuscitation. *Emergency Medicine Journal* [online]. 1990, 7(3), 129-134 [cit. 2016-02-26]. DOI: 10.1136/emj.7.3.129. ISSN 1472-0205. Dostupné z: <http://emj.bmj.com/cgi/doi/10.1136/emj.7.3.129>
- [15] SANDERS, A. B. End-tidal carbon dioxide monitoring during cardiopulmonary resuscitation. A prognostic indicator for survival. *JAMA: The Journal of the American Medical Association* [online]. 262(10), 1347-1351 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1001/jama.262.10.1347. ISSN 00987484. Dostupné z: <http://jama.ama-assn.org/cgi/doi/10.1001/jama.262.10.1347>
- [16] *Perfusion Index: Clinical Applications of Perfusion Index* [online]. Masimo corporation [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: <http://www.masimo.co.jp/pdf/whitepaper/LAB3410F.pdf>
- [17] GEHRING, Hartmut, Christoph HORNBERGER, Holger MATZ, Ewald KONECNY a Peter SCHMUCKER. *The effects of motion artifact and low perfusion on the*

*performance of a new generation of pulse oximeters in volunteers undergoing hypoxemia* [online]. Department of Anesthesiology, Medical University of Lübeck, Germany. *Respiratory care* 01/2002; 47(1):48-60 [cit. 2016-02-22]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/11606961\\_The\\_effects\\_of\\_motion\\_artifact\\_and\\_low\\_perfusion\\_on\\_the\\_performance\\_of\\_a\\_new\\_generation\\_of\\_pulse\\_oximeters\\_in\\_volunteers\\_undergoing\\_hypoxemia](https://www.researchgate.net/publication/11606961_The_effects_of_motion_artifact_and_low_perfusion_on_the_performance_of_a_new_generation_of_pulse_oximeters_in_volunteers_undergoing_hypoxemia)

- [18] GINOSAR, Y., C. F. WEINIGER, Y. MEROZ, V. KURZ, T. BDOLAH-ABRAM, A. BABCHENKO, M. NITZAN a E. M. DAVIDSON. Pulse oximeter perfusion index as an early indicator of sympathectomy after epidural anesthesia. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica* [online]. 2009, 53(8), 1018-1026 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1111/j.1399-6576.2009.01968.x. ISSN 00015172. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1399-6576.2009.01968.x>
- [19] ANAISE, David, et al. Cortex perfusion index: a sensitive detector of acute rejection crisis in transplanted kidneys. *J Nucl Med*, 1986, 27.11: 1697-701 [cit. 2016-02-22]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Stephen\\_Weis/publication/19628084\\_Cortex\\_perfusion\\_index\\_a\\_sensitive\\_detector\\_of\\_acute\\_rejection\\_crisis\\_in\\_transplanted\\_kidneys/links/0c960515c39ef42479000000.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Stephen_Weis/publication/19628084_Cortex_perfusion_index_a_sensitive_detector_of_acute_rejection_crisis_in_transplanted_kidneys/links/0c960515c39ef42479000000.pdf)
- [20] SCHEEREN, T. W. L., P. SCHOBER a L. A. SCHWARTE. Monitoring tissue oxygenation by near infrared spectroscopy (NIRS): background and current applications. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* [online]. 2012, 26(4), 279-287 [cit. 2016-03-29]. DOI: 10.1007/s10877-012-9348-y. ISSN 1387-1307. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10877-012-9348-y>
- [21] HABALOVÁ, J., M. KANTA, E. EHLER, J. NÁHLOVSKÝ a M. BARTOŠ. *Využití regionální mozkové oxymetrie jako neinvazivní metody ke sledování pacientů v neurointenzivní péči* [online]. 2010, 73/106(3), 285-293 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/pdf?id=33816>
- [22] OWEN-REECE, H., et al. Near infrared spectroscopy. *British journal of anaesthesia*, [online] 1999, 82: 418-426 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: <http://bj.oxfordjournals.org/content/82/3/418.full.pdf>
- [23] MURKIN, J. M. a M. ARANGO. Near-infrared spectroscopy as an index of brain and tissue oxygenation. *British Journal of Anaesthesia* [online]. 2009, 103(Supplement 1), i3-i13 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1093/bja/aep299. ISSN 0007-0912. Dostupné z: <http://bj.oxfordjournals.org/lookup/doi/10.1093/bja/aep299>

- [24] JUE, Thomas a Kazumi MASUDA. *Application of near infrared spectroscopy in biomedicine* [online]. New York: Springer, 2013 [cit. 2016-02-22]. Handbook of modern biophysics, v. 4. ISBN 14-614-6251-7.
- [25] BOUSHEL, R. a C.A. PIANTADOSI. Near-infrared spectroscopy for monitoring muscle oxygenation. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 2000, 168(4), 615-622 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1046/j.1365-201x.2000.00713.x. ISSN 0001-6772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365-201x.2000.00713.x>
- [26] KONDEPATI, Venkata Radhakrishna, Michael KEESE, Ralf MUELLER, Bernd Christoph MANEGOLD a Juergen BACKHAUS. Application of near-infrared spectroscopy for the diagnosis of colorectal cancer in resected human tissue specimens. *Vibrational Spectroscopy* [online]. 2007, 44(2), 236-242 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1016/j.vibspec.2006.12.001. ISSN 09242031. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924203106002360>
- [27] TRIVEDI, Narendra S., Ahmed F. GHOURI, Nitin K. SHAH, Eugene LAI a Steven J. BARKER. Pulse oximeter performance during desaturation and resaturation: A comparison of seven models. *Journal of Clinical Anesthesia* [online]. 1997, 9(3), 184-188 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1016/S0952-8180(97)00037-8. ISSN 09528180. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0952818097000378>
- [28] CUVELIER, Antoine, Bogdan GRIGORIU, Luis Carlos MOLANO a Jean-François MUIR. Limitations of Transcutaneous Carbon Dioxide Measurements for Assessing Long-term Mechanical Ventilation. *Chest* [online]. 2005, 127(5), 1744-1748 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1378/chest.127.5.1744. ISSN 00123692. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369215347450>
- [29] NISHIYAMA, T., S. NAKAMURA a K. YAMASHITA. Comparison of the transcutaneous oxygen and carbon dioxide tension in different electrode locations during general anaesthesia. *European Journal of Anaesthesiology* [online]. 2006, 23(12), 1049-1054 [cit. 2016-02-22]. DOI: 10.1017/S0265021506001116. ISSN 0265-0215. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00003643-200612000-00011>
- [30] MACLEOD, D. B., L. I. CORTINEZ, J. C. KEIFER, et al. The desaturation response time of finger pulse oximeters during mild hypothermia. *Anaesthesia* [online]. 2005, 60(1), 65-71 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1111/j.1365-2044.2004.04033.x. ISSN 00032409. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2044.2004.04033.x>

- [31] KESTEN, Steven, Kenneth R. CHAPMAN a Anthony S. REBUCK. Response Characteristics of a Dual Transcutaneous Oxygen/Carbon Dioxide Monitoring System. *Chest*. 1991, 99(5), 1211-1215. DOI: 10.1378/chest.99.5.1211. ISSN 00123692. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369216311643>
- [32] *TCM TOSCA/CombiM monitoring systems: Operator's manual*. Radiometer.
- [33] *O3™ Regionální Oxymetr: Uživatelská příručka*. Masimo.
- [34] *OxiMax N-600 Pulse Oximeter: Operator's Manual*. Nellcor.
- [35] *CARESCAPE Monitor B650: Technical Manual*. GE Healthcare.
- [36] *Hemodynamic Module: E-PRESTN, E-RESTN, E-PRETN*. GE Healthcare.
- [37] *Compact Airway Modules: E-CO, E-COV, E-CAiO, E-CAiOV, E-CAiOVX*. GE Healthcare.
- [38] *Instruction Manual for WITT Gas Mixer: KM 60–3MEM, KM 100–3MEM, KM 200–3MEM*. Witt Gasetechnik.
- [39] *Operating Manual for WITT-Analyser PA 7: S-, L- and P versions*. Witt Gasetechnik.
- [40] VAZQUEZ, Alberto L, Mitsuhiro FUKUDA, Michelle L TASKER, Kazuto MASAMOTO a Seong-Gi KIM. *Changes in cerebral arterial, tissue and venous oxygenation with evoked neural stimulation: implications for hemoglobin-based functional neuroimaging* [online]. , - [cit. 2016-04-04]. DOI: 10.1038/jcbfm.2009.213. ISBN 10.1038/jcbfm.2009.213. Dostupné z: <http://jcb.sagepub.com/lookup/doi/10.1038/jcbfm.2009.213>
- [41] BARKER, Steven J., Jeremy CURRY, Daniel REDFORD a Scott MORGAN. Measurement of Carboxyhemoglobin and Methemoglobin by Pulse Oximetry. *Anesthesiology* [online]. 2006, 105(5), 892-897 [cit. 2016-04-04]. DOI: 10.1097/00000542-200611000-00008. ISSN 0003-3022. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00000542-200611000-00008>
- [42] JABOR, Antonín. *Vnitřní prostředí*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1221-5.
- [43] GEHRING, H, C HORNBERGER, H MATZ, E KONECNY a P SCHMUCKER. The effects of motion artifact and low perfusion on the performance of a new generation of pulse oximeters in volunteers undergoing hypoxemia. *Respiratory Care*. [online]. 2002, 47(1), 48-60 [cit. 2016-02-22]. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1011420228523>

## 7 Přílohy

### 7.1 Obsah CD

- Diplomová práce.pdf
- Zadání diplomové práce.pdf
- Schválení etické komise.pdf
- Abstrakt.pdf
- Abstract.pdf
- Informovaný souhlas.pdf
- Karta probanda.pdf
- Protokol měření.pdf
- Dokumentace
  - Složky všech probandů obsahující data z jednotlivých přístrojů společně s výpočetními skripty

## **7.2 Tabulky vypočtených hodnot**

Tabulka č. 7.1: Tabulka vypočtených hodnot pro Hypoxickou fázi

Přístroj		Parametr	Hypoxická fáze							
			Čas do 20 % změny (s)				Čas do 80 % útlumu (s)			
			Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí	Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí
Nellcor N-600 (Covidien)	$SpO_2$	65,1	60,0	19,1	15,0	101,1	92,0	41,3	35,0	
		55,5	52,0	18,1	15,8	120,7	115,0	53,7	64,5	
TOSCA TCM4 (Radiometer)	$tcpO_2$	55,5	60,0	12,5	20,0	214,6	236,0	61,6	66,0	
Root Radical-7 (Masimo)	$SpO_2$	51,9	49,5	19,8	15,3	74,6	63,0	32,9	31,8	
		54,4	43,0	30,6	46,3	79,6	67,0	41,4	48,5	
		rSO <sub>2</sub> – levá strana předloktí								

Tabulka č. 7.2: Tabulka vypočtených hodnot pro Hyperkapnickou fázi

Přístroj	Parametr	Hyperkapnická fáze							
		Čas do 20 % změny (s)				Čas do 80 % útlumu (s)			
		Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí	Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí
Nellcor N-600 (Covidien)	$SpO_2$	127,6	120,0	47,1	48,0	176,0	164,0	63,3	56,0
	$SpO_2$	60,5	58,0	41,1	73,0	227,9	227,0	56,5	105,0
		$EtCO_2$	31,3	30,0	6,5	6,8	34,4	32,5	15,4
TOSCA TCM4 (Radiometer)	$tcpO_2$	70,2	68,0	17,5	26,0	268,3	284,0	37,9	62,0
	$tcpCO_2$	63,7	62,0	13,2	17,0	114,0	96,0	54,5	57,0
		$SpO_2$	81,9	76,0	39,8	38,0	158,4	139,0	87,3
Root Radical-7 (Masimo)	$rSO_2$ – levá strana předloktí	65,0	55,5	34,0	39,0	119,6	103,0	94,3	115,0



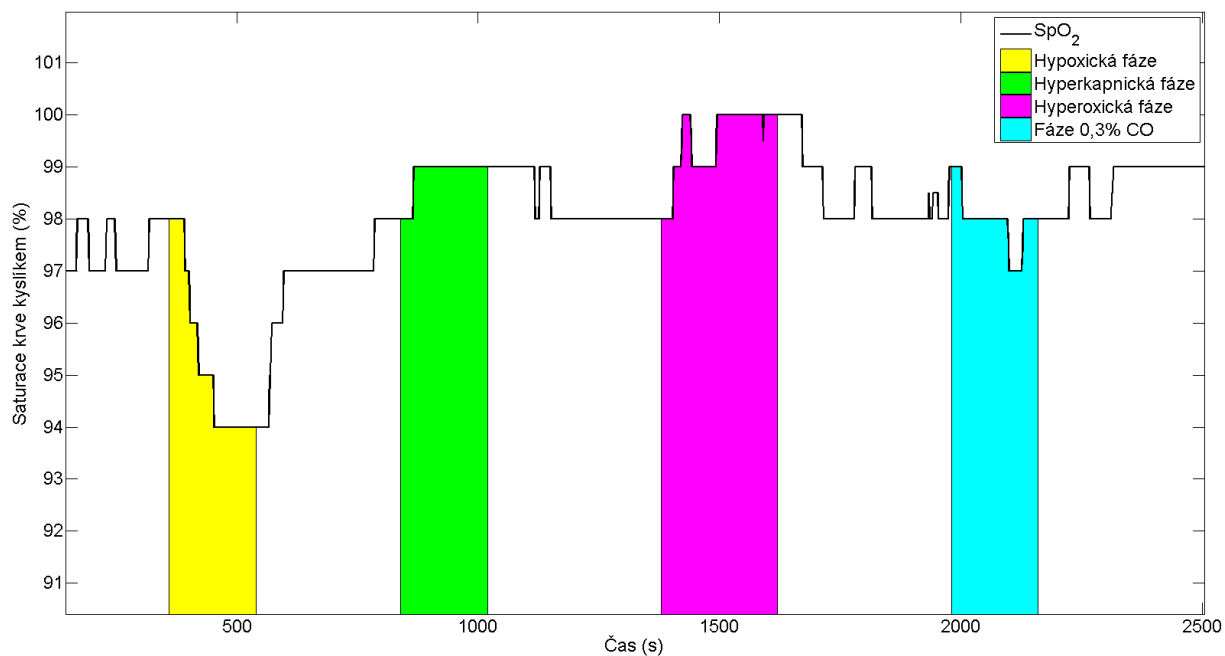
Tabulka č. 7.3: Tabulka vypočtených hodnot pro Hyperoxickou fázi

		Hyperoxická fáze									
Přístroj	Parametr	Čas do 20 % změny (s)					Čas do 80 % útlumu (s)				
		Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí	Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí		
Nellcor N-600 (Covidien)	$SpO_2$	58,2	48,0	27,3	36,0	164,6	152,0	62,8	44,0		
		46,9	42,5	15,4	24,0	196,2	181,0	71,2	94,5		
TOSCA TCM4 (Radiometer)	$tcpO_2$	68,7	70,0	17,0	24,0	195,1	198,0	48,1	64,0		
Root Radical-7 (Masimo)	$SpO_2$	42,0	42,0	12,8	8,8	142,7	121,0	66,8	52,3		
		75,2	68,0	44,0	58,0	136,5	109,0	81,3	28,0		
	rSO <sub>2</sub> – levá strana předloktí										

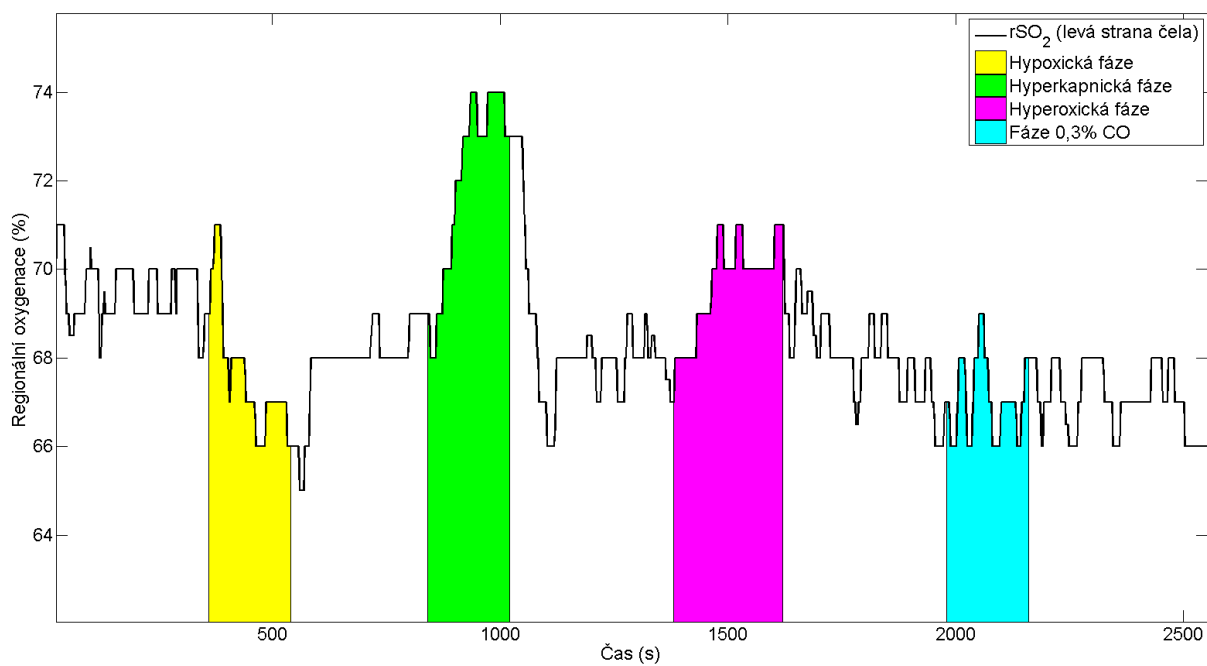
Tabulka č. 7.4: Tabulka vypočtených hodnot pro Fázi CO

Přístroj	Parametr	Fáze CO			
		Čas do změny (s)			
		Průměr	Medián	Směrodatná odchylka	Mezikvartilové rozpětí
Root Radical-7 (Masimo)	<i>SpCO</i>	202,6	201,5	26,5	23,5

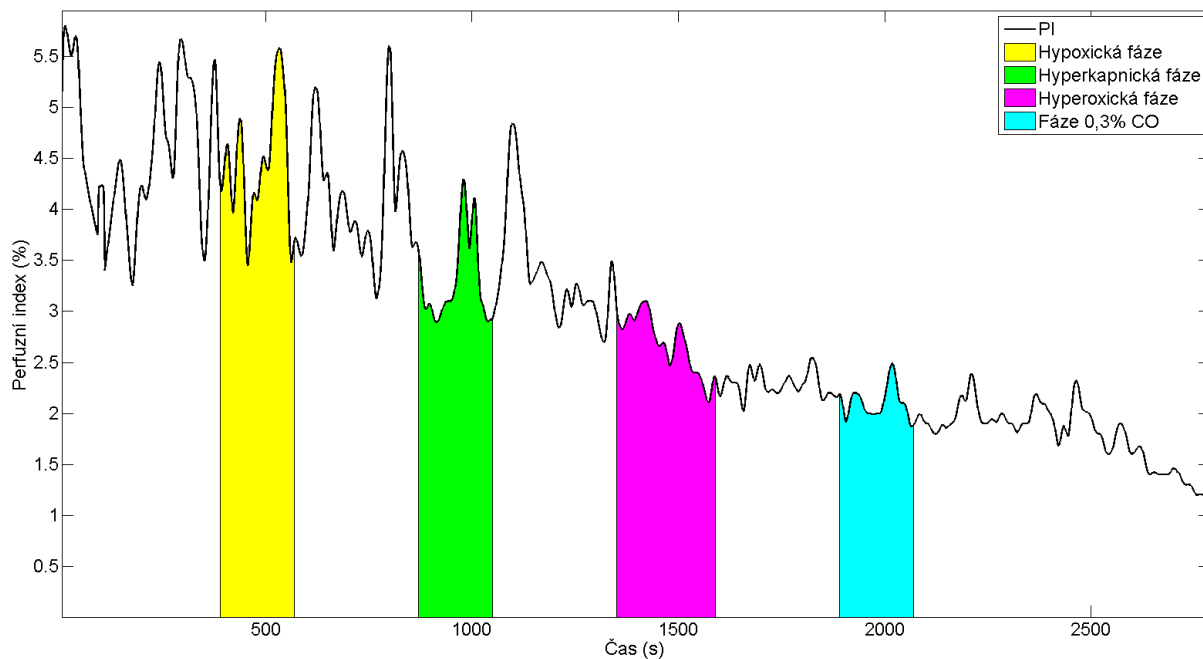
## 7.3 Ukázkové signály jednotlivých parametrů



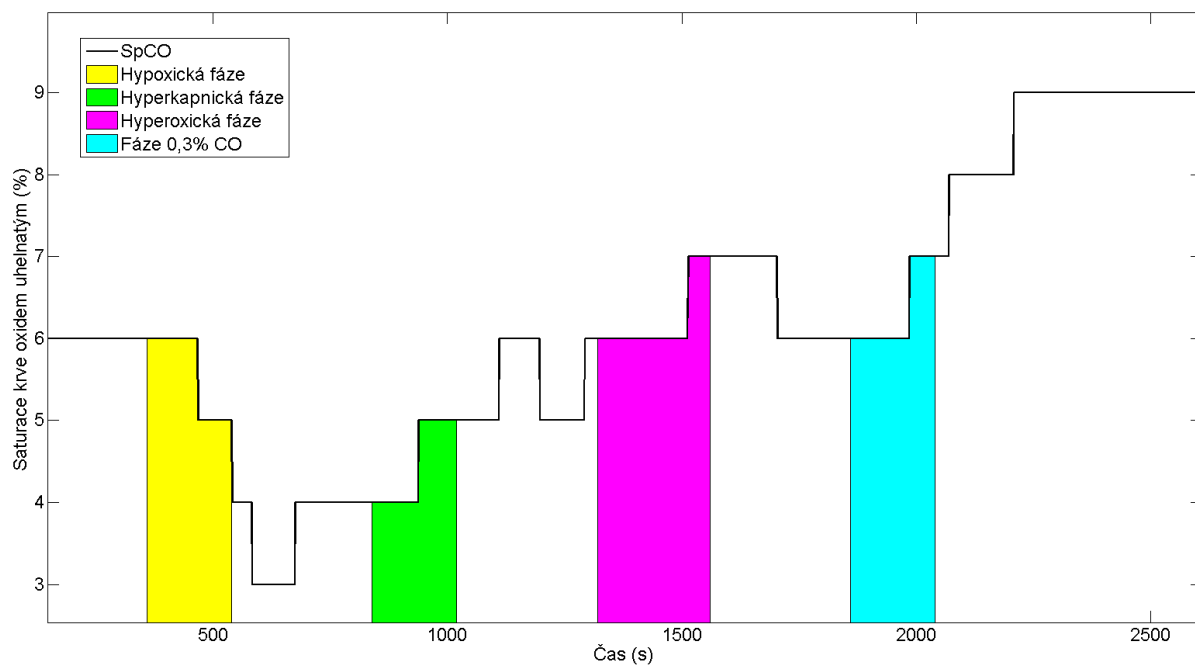
Obrázek č. 7.1: Signál  $SpO_2$  přístroje Root Radical-7 (Masimo).



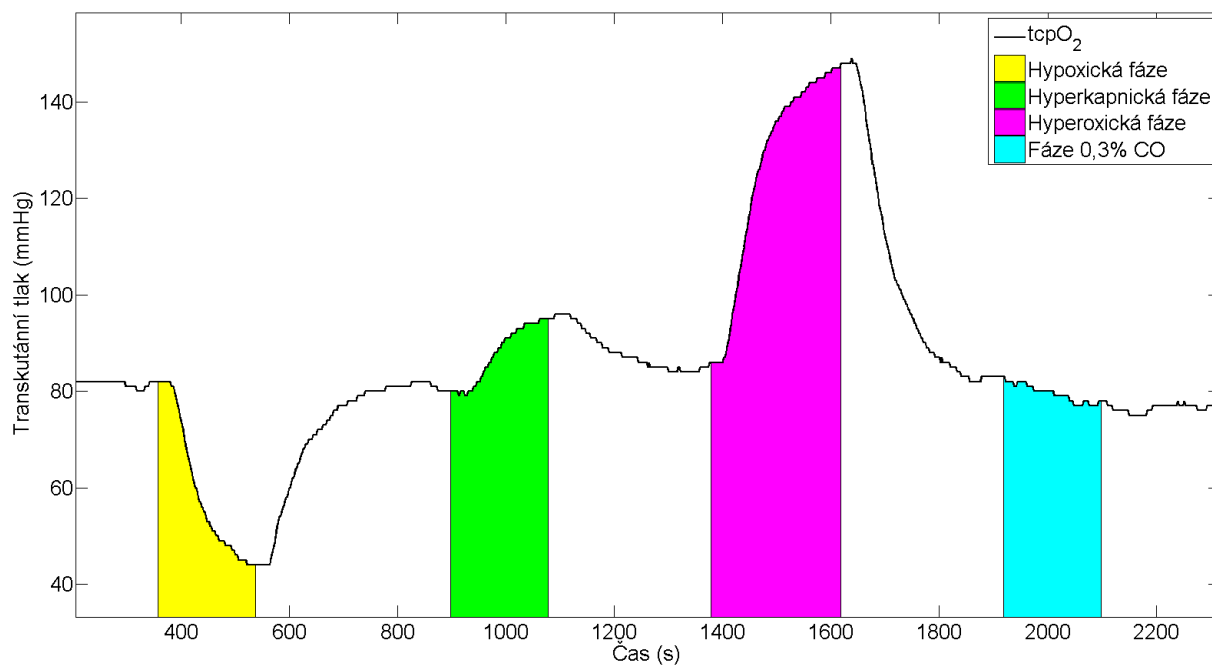
Obrázek č. 7.2: Signál  $rSO_2$  přístroje Root Radical-7 (Masimo).



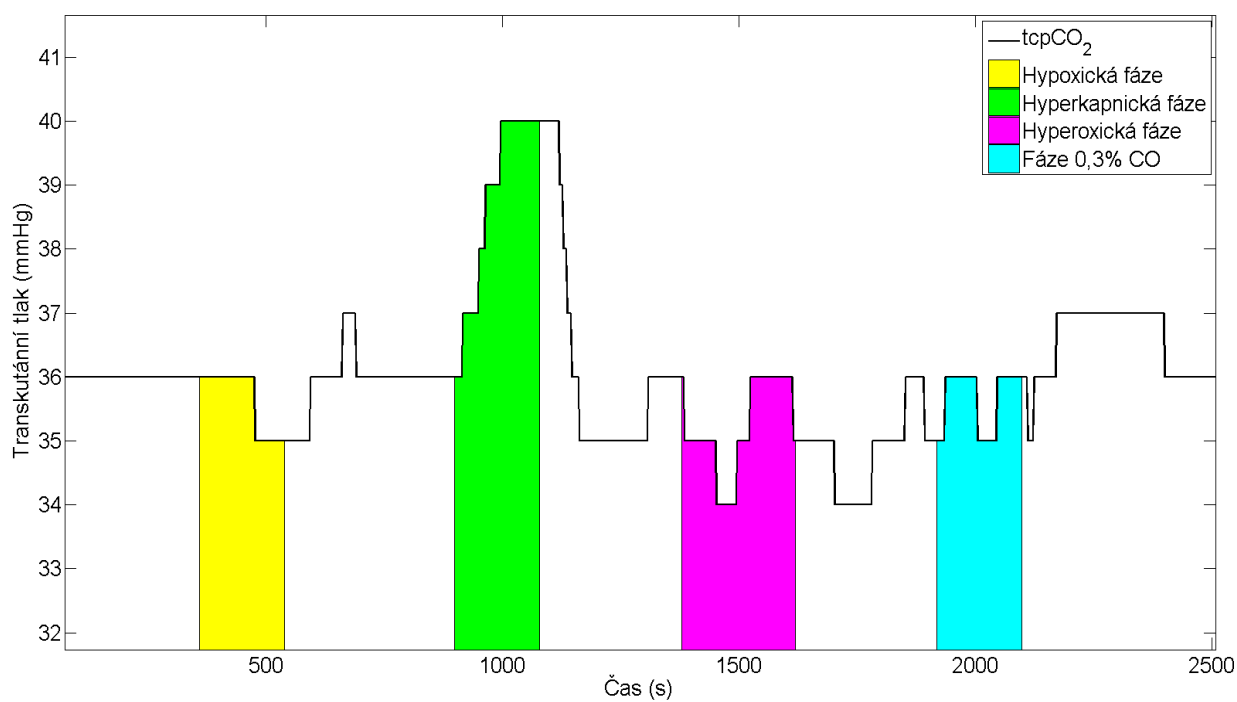
Obrázek č. 7.3: Signál *PI* přístroje Root Radical-7 (Masimo).



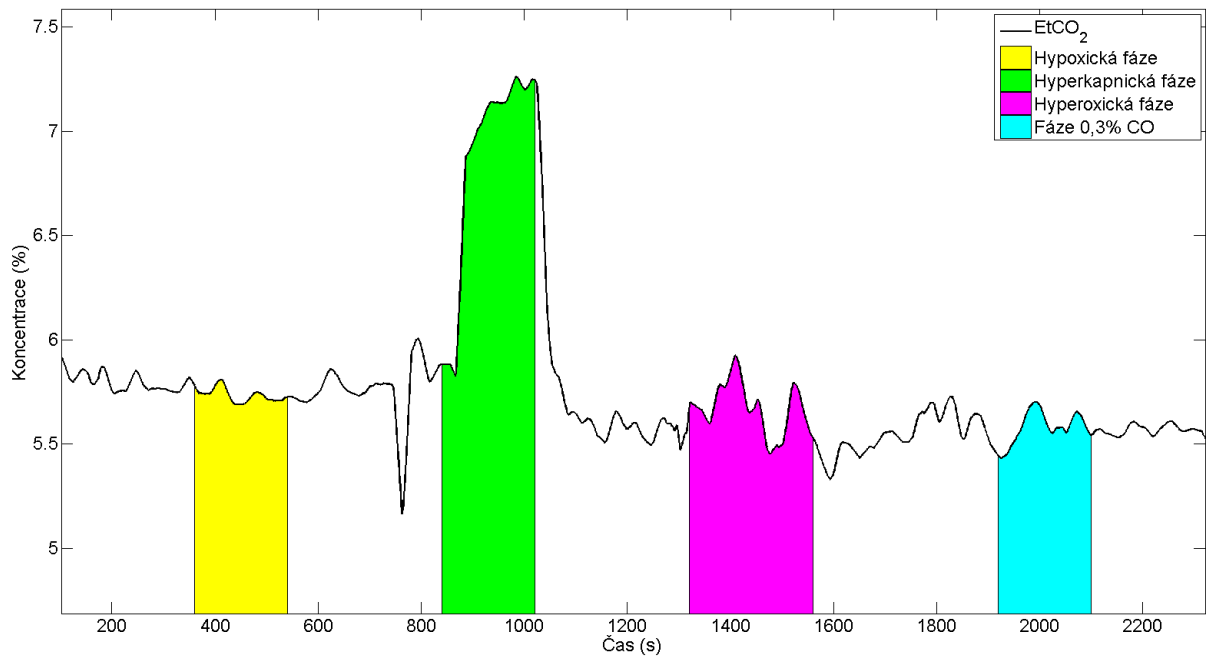
Obrázek č. 7.4: Signál *SpCO* přístroje Root Radical-7 (Masimo).



Obrázek č. 7.5: Signál  $tcpO_2$  přístroje TOSCA TCM4 (Radiometer).



Obrázek č. 7.6: Signál  $tcpCO_2$  přístroje TOSCA TCM4 (Radiometer).



Obrázek č. 7.7: Signál  $EtCO_2$  přístroje CARESCAPE B650 (GE).

## **7.4 Informovaný souhlas**

## **Informovaný souhlas**

### **a informace pro subjekt hodnocení**

**Název projektu: Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace**

**Hlavní řešitel:** Bc. Filip Kulháněk

**Pracoviště:** Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze

Vážený probande,

projekt „Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace“ je výzkumný projekt prováděný na FBMI ČVUT. Zabývá se porovnáním parametrů přístrojů, určených pro neinvazivní monitorování efektů spontánní a umělé plicní ventilace, z hlediska jejich časové odezvy na náhlé změny složení inspirační směsi plynů.

Experiment bude prováděn na dobrovolnících zejména z řad studentů FBMI mužského i ženského pohlaví ve věku 18–40 let. Měření bude probíhat na přístrojích TOSCA TCM4 od firmy Radiometer (transkutánní monitor krevních plynů), Root Radical-7 od firmy Masimo (regionální a pulzní oximetr), Nellcor N-600 od firmy Covidien (pulzní oximetr) a CARESCAPE B650 od firmy GE (analyzátor dýchacích plynů). Jako doprovodné přístroje budou použity KM 100-3MEM od firmy Witt (směšovač plynů) a PA 7.0, taktéž od firmy Witt (analyzátor plynů).

Vybraný proband se dostaví minimálně dvě hodiny po požití kávy, nikotinu, či jiné povzbuzující látky, a to na předem domluvené experimentální pracoviště. Zde prvně vyplní kartu probanda. V zájmu správného vyplnění karty pomůže probandovi odborník, který bude měření provádět. Proband bude posléze uložen do pozice v polosedě, kde mu bude na tělo připevněna série senzorů, které budou monitorovat jeho fyziologické signály a vybrané životní funkce. Konkrétně půjde o jednu elektrodu do levé podklíčkové oblasti na měření parciálních tlaků krevních plynů, dále dva senzory pro měření regionální oxygenace na levou část čela a



pravé předloktí, a nakonec tři senzory pro měření saturace krve kyslíkem na probandovi prsty levé ruky.

Po ustálení hodnot přístrojů bude proband připojen k ventilačnímu okruhu pomocí vrapové hadice s připojeným antibakteriálním filtrem. Ventilační okruh bude, při zachování spontánní dechové aktivity měřeného, dodávat různé složení inspiračních směsí. Půjde o tříminutové fáze, při kterých bude proband vdechovat pozměněnou směs plynů (hypoxickou, hyperkapnickou, hyperoxickou a směs s velmi malým obsahem oxidu uhelnatého). Po těchto fázích bude vždy následovat několikaminutový úsek vydýchání, kdy bude proband dýchat atmosférickou směs plynů, dokud nedojde k ustálení jeho vitálních hodnot zpět k původním hodnotám. Po skončení měření bude proband ponechán v klidu na lůžku, pro případ, že by se mu dělalo nevolno.

**Žádný z výše uvedených přístrojů nevyžaduje žádná vylučovací kritéria. Proband účastníci se tohoto experimentu však nesmí mít žádné vážné chronické nebo akutní onemocnění kardiovaskulárního ani respiračního systému. Do studie nesmí vstupovat těhotné ženy. Proband svým podpisem stvrzuje, že porozuměl těmto vylučujícím kritériím, a že tato kritéria nenaplnuje.**

Dyskomfortem pro probandy je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu. **Tento experiment nepředstavuje žádné závažnější zdravotní riziko.** Může však dojít k nevolnostem, závratím a bolestem hlavy následkem inhalace plyné směsi obohacené o oxid uhelnatý v maximální koncentraci 0,3 %.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese ČVUT FBMI, nicméně riziko je minimalizováno použitím zdravotních přístrojů s platnou BTK dle zákona 268/2014, které budou navíc prováděny v galvanicky izolované soustavě ZIS. Účast na experimentu je zcela dobrovolná a bez nároku na jakoukoliv odměnu.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je 60 minut. Studie se zúčastní 20–30 probandů.

1. Já, níže podepsaný (á) souhlasím s mou účastí na experimentu. Nemám žádné ze zdravotních komplikací, jež jsou uvedena ve vylučovacích kritériích.
2. Byl(a) jsem podrobně informován (a) o cíli experimentu, o jeho postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Odborník pověřený prováděním měření, mi vysvětlil očekávané přínosy a případná zdravotní rizika, která by se mohla vyskytnout během mé účasti na experimentu.
3. Informoval(a) jsem odborníka vykonávající experiment o případných zdravotních komplikacích, které by mohly zkreslit či znehodnotit výsledná data měření.
4. Při měření budu s odborníkem spolupracovat a v případě výskytu jakékoliv neobvyklé nebo nečekané komplikace ho budu ihned informovat.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast na experimentu mohu kdykoliv přerušit, či odstoupit úplně. Moje účast na experimentu je dobrovolná.
6. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR.
7. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů, jako anonymní data pod přiděleným číselným kódem nebo s mým výslovným souhlasem.
8. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já pak naopak nebudu mít nic proti použití výsledků z této studie.

Jméno probanda: \_\_\_\_\_

Datum narození: \_\_\_\_\_

ID probanda: \_\_\_\_\_

Odpovědná osoba: \_\_\_\_\_

Podpis probanda:

Podpis odpovědné osoby:

Datum:

Datum:

## **7.5 Karta probanda**

ID probanda	<b>Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace</b> Karta probanda	Datum

### 1) Základní údaje

Jméno:	Příjmení:
Věk:	Datum narození:
Pohlaví:	<input type="checkbox"/> muž <input type="checkbox"/> žena
Místo bydliště:	Kontakt:

### 2) Naměřené údaje

Výška (cm):	Váha (kg):
BMI (kg·m <sup>-2</sup> ):	

### 3) Informace o zdravotním stavu

Kouření:		
V současnosti:	<input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne	
Četnost:		
Kdy naposledy jste kouřil:		
Dříve:	<input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne	

	Ukončení kouření:	
Nemoci respirační soustavy:	Astma:	<input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne
	Jiné:	
Nemoci kardiovaskulární soustavy:		<input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne
	Uveďte povahu onemocnění:	
Jiná závažná onemocnění:		

#### 4) Další onemocnění

Váš aktuální zdravotní stav:	<input type="checkbox"/> zdravý	<input type="checkbox"/> nemocný
Jiné komplikace uveďte:		

#### 5) Doplnující informace

Požil jste dnes nějaké povzbuzující nápoje: (káva, silný čaj, energetický nápoj)	<input type="checkbox"/> ano	<input type="checkbox"/> ne
Kdy naposledy jste je požil:		
Sportujete:	<input type="checkbox"/> ano	<input type="checkbox"/> ne
Uveďte četnost a typ vašich sportovních aktivit:		

Proband podepsal informovaný souhlas:	<input type="checkbox"/> ano	<input type="checkbox"/> ne
---------------------------------------	------------------------------	-----------------------------

**Poznámky:**

V Kladně dne: \_\_\_\_\_

Podpis probanda: \_\_\_\_\_

## **7.6 Protokol měření**

<b>ID probanda</b>	<b>Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace</b> Protokol měření	<b>Datum</b>

Vedoucí měření	
Místo měření	
Asistent měření	

### 1) Příprava stanoviště

- Zkontrolovat přítomnost všech komponent přístrojů a potřebného vybavení
- Zapnout všechny měřicí přístroje
- Otevření přívodu plynů
- Zkontrolovat funkčnost přístrojů + provést kalibrace**
  - TOSCA TCM4 (*Radiometer – Transkutánní monitor krevních plynů*)
  - Root Radical-7 (*Masimo – Regionální a pulzní oxymetr*)
  - Nellcor N-600 (*Covidien – Pulzní oxymetr*)
  - CARESCAPE B650 (*GE – Monitor vitálních funkcí*)
  - PA 7.0 (*Witt – Analyzátor plynů*)
- Provést synchronizaci času na přístrojích a hodinách
- Nastavit na přístrojích správnou vzorkovací frekvenci
- Informovat asistenty měření o dodržování naprostého klidu v přítomnosti probanda



- **Seznámení probanda s průběhem experimentu**
  - Podpis informovaného souhlasu
  - Vyplnění karty probanda
  
- Zkontrolovat, zda je ventilační soustava sestavena dle schématu v doplňujících dokumentech
- Zeptat se probanda, zda nepotřebuje na záchod či napít
- Umístit probanda na lůžko do polohy v polosedě
  
- **Předpřipravit hypoxickou směs plynů do kapacitní větve**
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do atmosféry
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 1* připojit ke kapacitní větvi
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do atmosféry
  - Pomocí směšovače a analyzátoru plynů (2, 4) navolit hypoxickou směs plynů
    - 0 % CO<sub>2</sub>, 15 % O<sub>2</sub>, 85 % N<sub>2</sub>
    - Počkat na ustálení hodnot na analyzátoru plynů
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do kapacitní větve + plnění kapacitního prvku (6)
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do atmosféry
  - Pozastavit chod směšovače plynů

## 2) Příprava měření

- Umístit senzor pro transkutánní měření (TOSCA TCM4) do levé subklavikulární oblasti pomocí adhezivního kroužku (v případě potřeby zvolené místo oholit)
  - Navolit teplotu senzoru na 43°C
- Umístit senzor pulzní oxymetrie (Nellcor N-600) na probandův levý prsteníček
- Umístit senzor pulzní oxymetrie (CARESCAPE B650) na probandův levý prostředníček
- Umístit senzor pulzní oxymetrie (Root Radical-7) na probandův levý ukazováček
- Umístit O3 senzor regionální oxygenace č. 1 (Root Radical-7) na probandovu levou stranu čela
- Umístit O3 senzor regionální oxygenace č. 2 (Root Radical-7) na probandovu vnitřní stranu pravého předloktí
- Umístit tlakovou manžetu (CARESCAPE B650) na probandovu levou paži
  
- Na přístroji Root Radical-7 nastavit požadované umístění senzorů
- Na výstup ventilační soustavy připojit nový antibakteriální filtr
- Připojit probanda k ventilačnímu okruhu – zatím dýchá z atmosféry
  
- Záznam času, kdy byly senzory připevněny: \_\_\_\_\_
- Ponechat probanda v klidu do ustálení hodnot transkutánního senzoru (10 minut od jeho připevnění)
  
- Příprava záznamového softwaru RealTerm (Root Radical-7)**
  - Nastavit BaudRate na 921 600
  - Potvrdit Change
  - Nastavit End After na 0
  - Nastavit název a pozici cílového souboru
- Příprava záznamového softwaru S/5 Collect (CARESCAPE B650)**
  - Spustit online režim měření
  - Nastavit požadované parametry
  - Nastavit název a pozici cílového souboru
- Z přístroje Nellcor N-600 vymazat dosavadní data**
- Synchronizace času**

- Spuštění záznamového softwaru RealTerm (Radical Root) společně se stopkami
    - Čas při spuštění: \_\_\_\_\_
  - Vložení události do přístroje TOSCA TCM4 cca 30 sekund po spuštění stopek
    - Čas na stopkách: \_\_\_\_\_
    - Číslo události: \_\_\_\_\_
  - Spuštění záznamového softwaru S/5 Collect (TOSCA TCM4) cca 60 sekund po spuštění stopek
    - Čas na stopkách: \_\_\_\_\_
  - Na počátku Relaxační fáze č. 1 vytvořit synchronizační pulz
    - Zapnout manuální měření NIBP na přístroji CARESCAPE B650
- **Záznam baseline fyziologických hodnot probanda**
- Saturace krve kyslíkem
    - V periférii: \_\_\_\_\_
    - Regionálně na čele: \_\_\_\_\_
    - Regionálně na předloktí: \_\_\_\_\_
  - Parciální tlak kyslíku v krvi: \_\_\_\_\_
  - Parciální tlak oxidu uhličitého v krvi: \_\_\_\_\_
  - Množství oxidu uhličitého na konci výdechu: \_\_\_\_\_
  - Množství karboxyhemoglobinu v krvi: \_\_\_\_\_
  - Perfuzní index: \_\_\_\_\_
  - Tepová frekvence: \_\_\_\_\_

### 3) Vlastní měření

- **Ventilační fáze č. 1: Ventilování probanda hypoxickou směsí po dobu 3 minut**
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do kapacitní větve
  - Záznam času na stopkách při započetí ventilace: \_\_\_\_\_
  - Ventilování probanda hypoxickou směsí
    - 0 % CO<sub>2</sub>, 15 % O<sub>2</sub>, 85 % N<sub>2</sub>
  
- **Relaxační fáze č. 2 + připravení hyperkapnické směsi plynů do kapacitní větve**
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do atmosféry
  - Záznam času na stopkách při započetí relaxace: \_\_\_\_\_
  
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 1* odpojit od kapacitní větve
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 2* připojit ke kapacitní větvi
  
  - Pomocí směšovače a analyzátoru plynů (2, 4) navolit hyperkapnickou směs plynů
    - 5 % CO<sub>2</sub>, 20 % O<sub>2</sub>, 75 % N<sub>2</sub>
    - Počkat na ustálení hodnot na analyzátoru plynů
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do kapacitní větve + plnění kapacitního prvku (6)
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do atmosféry
  - Pozastavit chod směšovače plynů
  
  - Ponechat probanda v klidu až do návratu sledovaných hodnot do normálu

**Poznámky:**

- **Ventilační fáze č. 2: Ventilování probanda hyperkapnickou směsí po dobu 3 minut**
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do kapacitní větve
  - Záznam času na stopkách při započetí ventilace: \_\_\_\_\_
  - Ventilování probanda hyperkapnickou směsí
    - 5 % CO<sub>2</sub>, 20 % O<sub>2</sub>, 75 % N<sub>2</sub>
  
- **Relaxační fáze č. 3 + připravení hyperoxické směsi plynů do kapacitní větve**
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do atmosféry
  - Záznam času na stopkách při započetí relaxace: \_\_\_\_\_
  
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 2* odpojit od kapacitní větve
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 3* připojit ke kapacitní větvi
  
  - Pomocí směšovače a analyzátoru plynů (2, 4) navolit hyperoxickou směs plynů
    - 0 % CO<sub>2</sub>, 40 % O<sub>2</sub>, 60 % N<sub>2</sub>
    - Počkat na ustálení hodnot na analyzátoru plynů
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do kapacitní větve + plnění kapacitního prvku (6)
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do atmosféry
  - Pozastavit chod směšovače plynů
  
  - Ponechat probanda v klidu až do návratu sledovaných hodnot do normálu

**Poznámky:**

- **Ventilační fáze č. 3: Ventilování probanda hyperoxickou směsí po dobu 4 minut**
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do kapacitní větve
  - Záznam času na stopkách při započetí ventilace: \_\_\_\_\_
  - Ventilování probanda hyperoxickou směsí
    - 0 % CO<sub>2</sub>, 40 % O<sub>2</sub>, 60 % N<sub>2</sub>
  
- **Relaxační fáze č. 4 + připravení plynné směsi oxidu uhelnatého do kapacitní větve**
  - Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do atmosféry
  - Záznam času na stopkách při započetí relaxace: \_\_\_\_\_
  
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 3* odpojit od kapacitní větve
  - Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 4* připojit ke kapacitní větvi
  
  - Otevřít tlakovou lahev se směsí oxidu uhelnatého (1)
    - 0.3 % CO, 0.3 % CH<sub>4</sub>, 21 % O<sub>2</sub>, 78.4 % N<sub>2</sub>
  - Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do kapacitní větve + plnění kapacitního prvku (6)
  - Uzavřít tlakovou lahev se směsí oxidu uhelnatého
  
  - Ponechat probanda v klidu až do návratu sledovaných hodnot do normálu

**Poznámky:**

□ **Ventilační Fáze č. 4: Ventilování probanda směsí oxidu uhelnatého po dobu 3 minut**

- Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do kapacitní větve
- Záznam času na stopkách při započetí ventilace: \_\_\_\_\_
- Ventilování probanda směsí CO
  - 0.3 % CO, 0.3 % CH<sub>4</sub>, 21 % O<sub>2</sub>, 78.4 % N<sub>2</sub>
- Otevřít tlakovou lahev se směsí oxidu uhelnatého (1) a dopouštět kapacitní prvek (6) v momentu, kdy bude téměř prázdný

□ **Relaxační fáze č. 5 + vypuštění směsi plynů z kapacitní větve**

- Trojcestný ventil (7) otevřít směrem do atmosféry
- Záznam času na stopkách při započetí relaxace: \_\_\_\_\_
  
- Trojcestný ventil (5) otevřít směrem do atmosféry
- Ujistit se, zda je tlaková lahev se směsí oxidu uhelnatého (1) uzavřena
- Kapacitní prvek (6) s označením *fáze č. 4* odpojit od kapacitní větve
  
- Ponechat probanda v klidu až do návratu sledovaných hodnot do normálu
  - Při zvýšené hladině *SpCO* připojit kapacitní prvek (3) s označením *fáze č. 3*, pomocí směšovače a analyzátoru plynů navolit hyperoxickou směs plynů (0 % CO<sub>2</sub>, 40 % O<sub>2</sub>, 60 % N<sub>2</sub>) a ventilovat probanda do snížení hladiny *SpCO* na přijatelnou hodnotu
  
- Záznam času na stopkách při ukončení relaxace: \_\_\_\_\_

**Poznámky:**

#### 4) Ukončení měření

- Odpojit probanda od ventilačního okruhu
- Sundat senzory z probanda
  - Jako poslední ponechat senzor pulzní oxymetrie (Root Radical-7)
- Zkontrolovat zda se probandovi nedělá nevolno
  
- Ukončit záznam na přístrojích a programech
- Ukončit měření na stopkách
  
- Přenést data z přístrojů do počítače
  - **TOSCA TCM4**
    - Vložit měřicí elektrodu do kalibrační komůrky
    - Zásunout USB flash disk do portu v zadní straně přístroje
    - Stáhnout data posledního měření na flash disk
  - **Nellcor N-600x**
    - Propojit přístroj s PC pomocí přiloženého kabelu
    - Spustit program Hyperterminal a zapnout načítání dat
    - V menu přístroje spustit stahování dat
    - Data pojmenovat a uložit do cílové složky
  - **CARESCAPE B650**
    - Spustit program S/5 Collect v offline režimu
    - Načíst soubor dat z měření
    - Nastavit požadovanou vzorkovací frekvenci
    - Data pojmenovat a uložit do cílové složky
  
- Zálohovat data
- Zkontrolovat zaznamenaná data
  
- Vypnout všechny přístroje a přívody plynů
- Uvést pracoviště do původního stavu



**Poznámky:**

Protokol vyplnil: \_\_\_\_\_

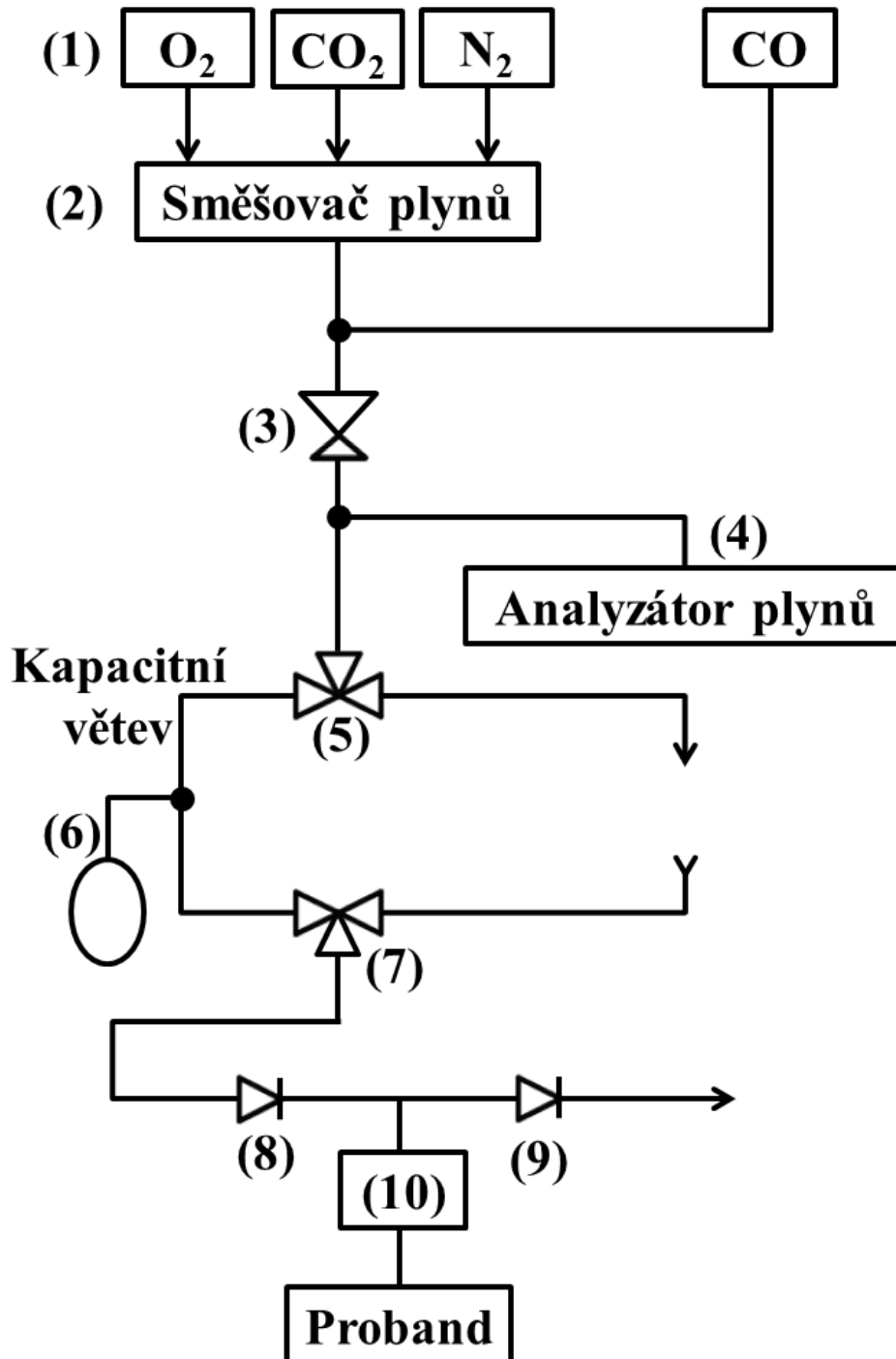
## Doplňující dokumenty:

### Přístroje a měřené parametry

- TOSCA TCM4 (*Radiometer – Transkutánní monitor krevních plynů*)
  - $tcpO_2$  (transkutánní tlak kyslíku)
  - $tcpCO_2$  (transkutánní tlak oxidu uhličitého)
  
- Root Radical-7 (*Masimo – Regionální a pulzní oxymetr*)
  - $SpO_2$  (saturace krve kyslíkem)
  - $rSO_2$  (regionální oxygenace)
  - $SpCO$  (saturace krve oxidem uhelnatým)
  - $PI$  (perfuzní index)
  - $PR$  (tepová frekvence)
  
- Nellcor N-600 (*Covidien – Pulzní oxymetr*)
  - $SpO_2$  (saturace krve kyslíkem)
  - $PR$  (tepová frekvence)
  
- CARESCAPE B650 (*GE – Monitor vitálních funkcí*)
  - Analýza  $O_2$  ( $FiO_2$ ,  $FeO_2$ )
  - Analýza  $CO_2$  ( $FiCO_2$ ,  $EtCO_2$ )
  - $RR$  (dechová frekvence)
  - $SpO_2$  (saturace krve kyslíkem)
  - $PR$  (tepová frekvence)
  
- KM 100-3MEM (*Witt – Směšovač plynů*)
  
- PA 7.0 (*Witt – Analyzátor plynů*)

## Ventilační okruh

Okruh je třeba sestavit dle schématu:



Obrázek č. 1: Schéma ventilační soustavy. Použité komponenty: tlakové lahve s O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> a směsí CO (1), směšovač plynů (2), redukční ventil (3), analyzátor plynů (4), trojcestný ventil (5, 7), odnímatelný Douglasův vak (6), jednocestný ventil (8, 9), měřicí clonka (10).

## **7.7 Schválení etické komise**



## 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:** Spolehlivost neinvazivního měření tkáňových efektů plicní ventilace  
**Name of the project:** Reliability of non-invasive measurement of tissue effects of lung ventilation

**Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail):**  
Bc. Filip Kulhánek, FBMI ČVUT v Praze, kulhafil@fbmi.cvut.cz

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

Projekt se bude zabývat porovnáním parametrů přístrojů určených pro neinvazivní monitorování efektů spontánní a umělé plicní ventilace z hlediska jejich časové odezvy na náhlé změny složení inspirační směsi plynů.

Po ustálení hodnot přístrojů bude proband připojen k ventilačnímu okruhu pomocí vřapové hadice s připojeným antibakteriálním filtrem. Ventilační okruh bude, při zachování spontánní dechové aktivity měřeného, dodávat různé složení inspiračních směsí. Konkrétně půjde o hypoxickou směs, hyperkapnickou směs, hyperoxickou směs a směs obohacenou o oxid uhelnatý ve velmi malé koncentraci.

Výsledné reakční a relaxační časy jednotlivých přístrojů budou dále statisticky vyhodnoceny.

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

### Seznam příkládaných dokumentů:

- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- strukturovaný životopis hlavního řešitele, je-li na FBMI externistou
- jiné (prosíme vypsát):

V Kladně dne 25.4.2016

podpis hlavního řešitele

## Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

*FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 29.4.2016  
pod číslem: C2/2016

platný do: 6/2016

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne 29.4.2016

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

podpis předsedy etické komise