



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra biomedicínské techniky**

**Zpětnovazební řízení ventilátoru se simulátory životních funkcí**

**Feedback control of ventilator with simulators of live functions**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika  
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
Konzultant: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

**Vladislava Králová**

---

**Kladno, květen 2016**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

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

Student: **Vladislava Králová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Zpětnovazební řízení ventilátoru se simulátory životních funkcí**  
Téma anglicky: Feedback control of ventilator with simulators of live functions

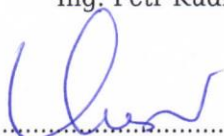
Zásady pro vypracování:

Analýzujte vlastnosti dostupných simulátorů životních funkcí a plicního ventilátoru Avea. Na základě provedené analýzy realizujte propojení přístrojů a demonstřujte automatický režim řízení umělé plicní ventilace. Popište vlastnosti realizovaného zpětnovazebního řízení ventilátoru a vliv hodnoty saturace krve kyslíkem na nastavení ventilátoru.

Seznam odborné literatury:

- [1] Van Meurs WL, Nikkelen E, Good ML, Pharmacokinetic-pharmacodynamic model for educational simulations, IEEE Trans Biomed Eng, ročník 45, číslo 5, 1998, 582-590 s.
- [2] Pacht J., Roubík K., Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí, ed. 1, Karolinum, Praha, 2003, ISBN 80-246-0479-5
- [3] Richard H. Riley, A Manual of Simulation in Healthcare, ed. 1st edition, Oxford University Press, 2008, 352 s., ISBN 019920585X

zadání platné do: 30.09.2017  
Vedoucí: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
Konzultant: Ing. Petr Kudrna

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Zpětnovazební řízení ventilátoru se simulátory životních funkcí“ vypracovala samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu literatury.

Nemám závažný důvod proti použití 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 .....

.....

Vladislava Králová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych ráda poděkovala panu doc. Ing. Martinu Rožánkovi, Ph.D. za vstřícný přístup a cenné rady při zpracování této práce. Dále mé díky patří Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za podnětné rady, které vedly k úspěšnému zpracování této práce.

**Název bakalářské práce:**

Zpětnovazební řízení ventilátoru se simulátory životních funkcí

**Abstrakt:**

Cílem této práce je demonstrace automatického řízení ventilátoru se simulátory životních funkcí a realizace zpětnovazebního řízení ventilátoru. Ventilátor Avea podporuje automatizovaný systém CLiO<sub>2</sub>, který upravuje koncentraci kyslíku v krvi na základě kontinuálního měření saturace. Tento ventilátor jsme propojili s patientským simulátorem HPS, který je schopný vykazovat zpětnou vazbu. Na základě provedeného propojení přístrojů jsme pacientovi přivodili dvě úrovně závažnosti desaturace. Ačkoliv se zpožděním, ventilátor na změnu saturace reagoval optimálními koncentracemi kyslíku. Saturace se pacientovi ustálila v cílových hodnotách do dvou až tří minut po ukončení působení desaturace.

**Klíčová slova:**

Umělá plicní ventilace, zpětná vazba, automatizovaný systém, desaturace

**Master's Thesis title:**

Feedback control of ventilator with simulators of live functions

**Abstract:**

The aim of this thesis is demonstration automatic control ventilator with simulators of life functions and realize of feedback control ventilator. Ventilator Avea supports automated system CLiO<sub>2</sub> that regulates concentration of oxygen in the blood based on the continuous measurement saturation. This ventilator we connected with a patient simulator HPS, which is capable of exhibiting feedback. Based on an interconnection appliances we inflicted to patient two levels of severity of desaturation. Although with delay, ventilator on the change of the saturation responded optimal concentrations of oxygen. Saturation had stabilized in target values within two to three minutes after the end application of desaturation.

**Key words:**

Artificial lung ventilation, feedback, automated system, desaturation

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>1</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>2</b>
1.1 Cíle práce .....	2
<b>2 Teoretický základ</b> .....	<b>3</b>
2.1 Přehled současného stavu.....	3
2.1.1 Retinopatie nedonošených .....	3
2.1.2 Bronchopulmonální dysplazie .....	4
2.1.3 Syndrom dechové tísně .....	4
2.2 Umělá plicní ventilace.....	4
2.2.1 Druhy UPV .....	5
2.3 Léčba kyslíkem .....	5
2.3.1 Toxicita kyslíku u novorozenců.....	7
2.3.2 Cílové hodnoty SpO <sub>2</sub> .....	8
2.4 Popis CLiO <sub>2</sub> .....	9
2.4.1 Princip činnosti .....	9
2.4.2 Analýza zpětné vazby .....	11
2.4.3 Srovnání manuálních postupů a CLiO <sub>2</sub> .....	11
<b>3 Metody</b> .....	<b>14</b>
3.1 Použité přístroje .....	14
3.1.1 Ventilátor Avea.....	14
3.1.2 ProSim 8 .....	15
3.1.3 Human Patient Simulator (HPS).....	15
3.1.4 HPS - OxSim SpO <sub>2</sub> Simulator.....	17
3.1.5 Senzor SpO <sub>2</sub> Masimo SET.....	17
3.1.6 Model plic SmartLung Infant .....	17
3.2 Měřicí soustava .....	18
3.3 Měření .....	18
3.3.1 Měření se simulátorem ProSim 8.....	19
3.3.2 Měření se simulátorem HPS .....	20
<b>4 Výsledky měření</b> .....	<b>23</b>
4.1 Měření s ProSim 8.....	23

4.2	Měření s HPS .....	25
<b>5</b>	<b>Diskuze.....</b>	<b>31</b>
<b>6</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>34</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>35</b>
	<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>38</b>
	<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>40</b>
	<b>Seznam příloh.....</b>	<b>41</b>



## Seznam symbolů a zkratek

ROP	retinopatie nedonošených
BPD	bronchopulmonální dysplazie
RDS	syndrom dechové tísně
HFPPF	vysokofrekvenční ventilace pozitivním tlakem
HFJV	vysokofrekvenční trysková ventilace
HFOV	vysokofrekvenční oscilační ventilace
PEEP	pozitivní přetlak na konci výdechu
SpO <sub>2</sub>	saturace krve kyslíkem
FiO <sub>2</sub>	frakce kyslíku
PaO <sub>2</sub>	parciální tlak kyslíku v arteriální krvi
PaCO <sub>2</sub>	parciální tlak oxidu uhličitého v arteriální krvi
SOD	superoxid dismutáza
KAT	kataláza
GPX	glutathion peroxidáza
CNS	centrální nervová soustava
HPS	Human Patient Simulator
HR	tepová frekvence

# 1 Úvod

Léčba nezralosti plic nedonošených novorozenců pomocí umělé plicní ventilace přináší značná rizika vedoucí až ke slepotě novorozence. U těchto pacientů je nutnost udržovat hladinu kyslíku v krvi v lékařem určeném rozmezí. Manuální upravování frakce kyslíku je zatíženo prodlevou při odezvě na alarmy a vyžaduje vyšší nasazení pracovních sil zdravotnického personálu. Zlepšení kontroly saturace u novorozenců a snaha eliminovat nežádoucí stavy a poruchy byly motivací k vytvoření automatizovaného systému na regulaci  $FiO_2$  pomocí měření  $SpO_2$ . Vytváří se tak zpětnovazební řízení ventilátoru, který reaguje na aktuální stav pacienta do několika vteřin.

V práci demonstruji automatický režim řízení umělé plicní ventilace pomocí dvou simulátorů vitálních funkcí. Na prvním simulátoru jsem nastavila sekvenci deseti hodnot  $SpO_2$  a pozorovala jsem vliv klesajících hodnot saturace na nastavení ventilátoru. Poté jsem manuálně upravovala hodnoty saturace k prezentaci desaturace. Ve druhém případě jsem simulovala náhlou změnu zdravotního stavu pacienta pomocí dvou úrovní závažnosti desaturace. Následně jsem sledovala reakci ventilátoru na tento stav.

## 1.1 Cíle práce

Cílem práce je demonstrace automatického řízení umělé plicní ventilace pomocí systému  $CLiO_2$  nastaveného na ventilátoru Avea. Na základě realizovaného zpětnovazebního řízení ventilátoru analyzovat vlastnosti dvou různých simulátorů vitálních funkcí a následně popis vlivu hodnot saturace krve kyslíkem na nastavení ventilátoru.

## 2 Teoretický základ

### 2.1 Přehled současného stavu

V současné době prošla respirační péče u neonatálních pacientů značným rozvojem. Došlo k výraznému snížení novorozenecké mortality. Nynější prioritou je snižování morbidit u předčasně narozených dětí s velmi nízkou porodní hmotností. Nedonošení novorozenci jsou děti narozené před 37. týdnem těhotenství s porodní hmotností pod 2500 g. Z hlediska porodní hmotnosti a gestačního věku lze rozlišovat čtyři skupiny nezralých novorozenců:

- lehce nezralí s hmotností 2000–2500 g, 36.–37. gestační týden
- středně nezralí s hmotností 1500–1999 g, 32.–35. gestační týden
- velmi nezralí s hmotností 1000–1499 g, 27.–31. gestační týden
- extrémně nezralí s hmotností 500–999 g, pod 27. gestační týden

Největším problémem u předčasně narozených dětí bývá dýchání. Jejich plíce jsou anatomicky i funkčně nezralé a nedokážou plnit veškeré požadavky na respiraci. Mají menší počet plicních sklípků, kde dochází k výměně plynů a nedostatečně produkují surfaktant. Surfaktant je směs proteinů a fosfolipidů snižujících povrchové napětí plic. Udržuje po výdechu rozepjaté alveoly a zabraňuje tak jejich kolapsu [1, 2, 3].

Závažný problém u těchto pacientů představují mimo jiného retinopatie nedonošených (ROP), bronchopulmonální dysplazie (BPD) a syndrom dechové tísně (RDS).

#### 2.1.1 Retinopatie nedonošených

Retinopatie nedonošených je vazoproliferativní<sup>1</sup> porucha sítnice a je nejčastější příčinou slepoty u dětí. Toto onemocnění postihuje děti, které se narodily před 32. gestačním týdnem s hmotností pod 1500 g. V nezralé sítnici dochází k růstu nových cév a následně k jejich mohutnění, což může vést až k jejímu odchlípnutí. Hlavní příčinou je toxické působení vysokých hodnot kyslíku. Nejdůležitějším preventivním opatřením je správná oxygenoterapie a udržování hladiny kyslíku na správné úrovni [4, 5].

---

<sup>1</sup> Proliferace vyjadřuje chorobný růst tkáně.

### **2.1.2 Bronchopulmonální dysplazie**

Bronchopulmonální dysplazie je chronické fibroproliferativní onemocnění plic. Postihuje novorozence narozené před 32. gestačním týdnem s hmotností pod 1500 g. K tomuto onemocnění dochází důsledkem přerušného vývoje plic a dlouhotrvajícímu využívání umělé plicní ventilace s vysokými koncentracemi kyslíku. Terapie je založená na mechanické ventilaci s co nejnižší koncentrací kyslíku v závislosti na udržení SpO<sub>2</sub> ve vhodném rozmezí [5, 6].

### **2.1.3 Syndrom dechové tísně**

Syndrom dechové tísně je poruchou dýchání nedonošených novorozenců. Výskyt této choroby je nepřímě úměrný gestačnímu věku novorozence. V plicích je nedostatečně syntetizován nebo vylučován surfaktant, díky čemuž zůstávají plíce „zavřené“. Plíce jsou „ztuhlé“ a bez vzduchu. Dochází tak k nevyhovující výměně dýchacích plynů. Základem léčby je intratracheální podání surfaktantu a oxygenoterapie, při které se kyslík podává přes nosní brýle nebo masku [5, 7].

## **2.2 Umělá plicní ventilace**

Umělá plicní ventilace (UPV) je život zachraňující technika, která se používá tehdy, není-li pacient schopný sám zajišťovat dostatečnou výměnu plynů, tzn. odvětrávání oxidu uhličitého a dostatečný přísun kyslíku do organismu. Je nutné si uvědomit, že UPV neléčí, pouze poskytuje orgánovou podporu. UPV je základní technikou využívanou na jednotkách intenzivní péče a anesteziologicko-resuscitačních odděleních. Indikuje se buď krátkodobě, nebo dlouhodobě. Krátkodobá ventilace se týká pacientů na operačních sálech, kteří podstupují výkony v celkové anestezii. Dlouhodobá ventilace je využívána pacienty na intenzivních lůžkách, kterým selhávají základní životní funkce [8].

## 2.2.1 Druhy UPV

- Konvenční UPV
  - VCV – Objemově řízená ventilace
  - PCV – Tlakově řízená ventilace
  - Hybridní režimy – potlačuje nevýhody obou režimů
  
- Nekonvenční UPV
  - HFV – Vysokofrekvenční ventilace (HFPPF, HFJV, HFOV)
  - PLV, TLV – částečně a úplně kapalinová ventilace
  - ECMO – mimotělní oxygenace [8]

Při objemově řízené ventilaci se na ventilátoru nastavují parametry dechový objem  $V_T$ , dechová frekvence  $f$ , PEEP a  $FiO_2$ . Normální hodnoty těchto parametrů jsou zobrazeny v Tabulce 1. Parametr PEEP představuje pozitivní přetlak na konci výdechu.  $FiO_2$  udává koncentraci kyslíku ve vdechované směsi plynu a jeho hodnota je závislá na druhu postižení, aktuální situaci včetně stáří pacienta. U tlakově řízené ventilace jsou dechy řízené velikostí tlaku v dýchacích cestách. Dechový objem se při tomto režimu nenastavuje.

**Tabulka 1:** Tabulka nastavovaných hodnot při UPV v režimu objemově řízené ventilace [9].

	<b>Dospělí</b>	<b>Novorozenci</b>
<b>Dechový objem [ml]</b>	500–600	18–24
<b>Dechová frekvence [dechy/min]</b>	12–16	30–50
<b>PEEP [cmH<sub>2</sub>O]</b>	4–8	4–8
<b>FiO<sub>2</sub> [%]</b>	21–100	21–100

## 2.3 Léčba kyslíkem

Léčba kyslíkem neboli oxygenoterapie je léčebná metoda, při které se pacientovi podává vyšší koncentrace kyslíku než je v atmosférickém vzduchu, tedy koncentrace vyšší než 21 %. Kyslík je lék a jako takový má přesnou indikaci a dávkování. Vyžaduje monitorování průběhu léčby, aby se zabránilo projevům toxicity. Cílem léčby kyslíkem je zachovat nebo obnovit normoxemii a zároveň nevyvolat hyperoxemii. Dávkování kyslíku se vyjadřuje jako frakce  $O_2$  ( $FiO_2$ ) ve vdechované směsi plynů.

Podává se inhalačně nebo insuflací<sup>2</sup> do dýchacích cest a plic novorozenců, předeřhřátý na tělesnou teplotu a zvlhčený asi na 60–70 %. Inhalační podání se u novorozenců používá pro zachování spontánní dechové aktivity. Příklady možností podání O<sub>2</sub>:

- **inkubátor**
  - určené pro celé tělo novorozence
  - nutná ochrana očí před působením kyslíku (plena, zavázání očí)
  - FiO<sub>2</sub> maximálně do 40 %
  
- **maska, přiložená k orofaciální oblasti novorozenců**
  - vhodné pro akutní a krátkodobé podání O<sub>2</sub>
  - možnost dosažení vysokých koncentrací O<sub>2</sub> ve vdechovaném vzduchu
  - zvyšuje odpor dýchacích cest
  - průtok 5 l/min
  - FiO<sub>2</sub> 40–60 %
  
- **kyslíkový stan**
  - složitější manipulace s dítětem
  - průtok alespoň 2 l/min
  - FiO<sub>2</sub> lze i vyšší než 40 %
  
- **pomocí nosních kanyl (nostril)**
  - silikonové nosní výztuhy ve tvaru „trubiček“
  - převážně pro dlouhodobé podávání O<sub>2</sub>
  - průtok kolem 2 l/min
  
- **nazální kanyla (kyslíkové brýle)**
  - plastové hadičky, které se zavádějí do nosních dírek
  - FiO<sub>2</sub> do 45 %
  - průtok 2–6 l/min

---

<sup>2</sup> Zavádění plynu např. do tělní dutiny z diagnostických nebo terapeutických důvodů [10].

- **kyslíková krabice**
  - čtyřboká pomůcka určená pro prostorovou inhalaci (u kojenců)
  - klade se přes horní polovinu těla

Kyslík má ovšem i nežádoucí účinky, ke kterým patří poškození plic, ROP či BPD. Dávkování proto musí být velmi přesné a přiměřené potřebám pacienta tak, aby nedocházelo k nedostatečnému dávkování nebo k předávkování. V Tabulce 2 jsou zaznamenány novorozenecké hodnoty, které jsou považované za normální [11, 12].

**Tabulka 2:** Novorozenecké hodnoty považované za normální [9].

	<b>Novorozenci</b>
<b>PaO<sub>2</sub> [mmHg]</b>	80–100
<b>PaCO<sub>2</sub> [mmHg]</b>	35–45
<b>Tepová frekvence [bpm]</b>	120–140
<b>Dechová frekvence [dechy/min]</b>	30–50
<b>Dechový objem [ml/kg]</b>	6–8
<b>Spotřeba O<sub>2</sub> [ml/kg/min]</b>	6–9

Vysoké koncentrace kyslíku by měly být podávány pouze po minimální požadovanou dobu tak, aby se dosáhlo požadovaného účinku. Monitorování léčby kyslíkem se provádí měřením PaO<sub>2</sub>, SpO<sub>2</sub>, kombinací obou metod nebo transkutánním měřením tenze krevních plynů a srdečního tepu. U zjišťování obsahu kyslíku v krvi pomocí stanovení parciálního tlaku kyslíku PaO<sub>2</sub> je výhodou možnost odhalení jak hypoxemie, tak hyperoxemie. Nevýhodou však je, že změřená hodnota je jednorázová a je tedy nutností odebírat krevní vzorky. Proto je tato metoda u neonatálních pacientů téměř nevyužívána. Nasycení krve kyslíkem se zjišťuje pomocí pulzního oxymetru. Měření SpO<sub>2</sub> pulzním oxymetrem má sice zpoždění, ale je kontinuální [4].

### **2.3.1 Toxicita kyslíku u novorozenců**

Kyslík je pro tkáň toxický díky své schopnosti tvořit volné kyslíkové radikály, jako je superoxid O<sup>2-</sup> a hydroxyl OH<sup>-</sup>. Proti těmto kyslíkovým radikálům produkují tkáň antioxidantní enzymy (SOD, KAT, GPX). V důsledku zvýšené tvorby nebo defektu

odstraňování volných kyslíkových radikálů může dojít až k oxidačnímu stresu<sup>3</sup>. Toxicita kyslíku závisí na parciálním tlaku a délce expozice. Horní hranice bezpečné koncentrace kyslíku je u dospělých 60 % a u dětí 40 %. Čím je organismus mladší, tím je na hyperoxii citlivější. Při vystavení organismu příliš vysoké koncentraci O<sub>2</sub> dochází zejména k poškození plic, endotelu, CNS a zraku nezralých novorozenců. Většina komplikací vychází především z nedodržení zásad aplikace kyslíku [13, 14].

### 2.3.2 Cílové hodnoty SpO<sub>2</sub>

Monitorování hodnot SpO<sub>2</sub>, konkrétně saturace hemoglobinu kyslíkem je realizováno pomocí pulzního oxymetru, speciálního senzoru nebo čidla. Pulzní oxymetr je zařízení, které se připojuje na dobře prokrvená místa, u novorozenců to je nejčastěji prst nebo chodidlo. Na jedné straně čelistí přístroje je zabudovaný zdroj světla, který je tvořen dvěma diodami (LED) emitujícími červené světlo o vlnové délce 660 nm a infračervené světlo o vlnové délce 940 nm. Využívá vlastnost, že okysličený a odkysličený hemoglobin rozdílně pohlcují světla vybraných barev a vlnových délek. Naproti světelnému zdroji je umístěna fotodioda, která měří prostupnost prstu nebo chodidla pro světla definovaných vlnových délek. Z naměřených hodnot se poté spočítá výsledná saturace krve. Cílové hodnoty saturace jsou zaznamenány v Tabulce 3 [15].

**Tabulka 3:** Tabulka cílových hodnot SpO<sub>2</sub> [10].

	<b>SpO<sub>2</sub></b>
<b>Donošení novorozenci</b>	95–98 %
<b>Novorozenci s velmi nízkou hmotností</b>	85–93 %
<b>Novorozenci s extrémně nízkou hmotností</b>	83–92 %

Cílové hodnoty SpO<sub>2</sub> se volí v závislosti na porodní hmotnosti novorozence. Horní limit předchází hyperoxemii a dolní hypoxemii. U donošených dětí se volí rozmezí saturace 95–98 %. U novorozenců s velmi nízkou a extrémně nízkou porodní hmotností se nejčastěji doporučuje nastavovat alarm horního limitu na 92–93 % a alarm dolního limitu na 83–85 % [10].

<sup>3</sup> Nadměrná produkce reaktivních forem kyslíku nad antioxidační ochranou tkání [16].



## 2.4 Popis CLiO<sub>2</sub>

U předčasně narozených dětí napojených na umělou plicní ventilaci je nutnost dodržovat předem definovaný obsah kyslíku v krvi dle primárního stavu dítěte. Kliničtí pracovníci obvykle reagují na alarmy horních a dolních limitů pulzního oxymetru a fyzicky upravují hodnotu koncentrace O<sub>2</sub>, frakci kyslíku FiO<sub>2</sub>. Tato metoda upravování koncentrace kyslíku je zatížena prodlevou při odezvě na alarmy a nevhodným nastavením, které může vézt ke špatné oxidaci tkání či k projevům kyslíkové toxicity. Po jakémkoli upravení frakce následuje časová prodleva, než se tato změna projeví v hodnotě saturace.

V posledních letech byl vyvinut automatizovaný systém na regulaci FiO<sub>2</sub> pomocí měření SpO<sub>2</sub>, nazývaný CLiO<sub>2</sub>. Podstatou systému je automatizované udržování hladiny kyslíku v krvi v nastavených mezích tím, že neustále titruje FiO<sub>2</sub> na základě naměřené hodnoty SpO<sub>2</sub>. Tento systém výrazně přispěl ke zlepšení kontroly saturace u novorozenců a k úspoře pracovních sil. CLiO<sub>2</sub> je systém, se kterým pracuje například ventilátor Avea (CareFusion, Yorba Linda, CA) [17, 18].

### 2.4.1 Princip činnosti

Automatizovaný systém CLiO<sub>2</sub> zahrnuje tři části: pulzní oxymetr, regulační algoritmus a samotné dodání plynu s definovaným FiO<sub>2</sub>.

U novorozenců se k měření saturace krve kyslíkem spíše než klasický pulzní oxymetr používají speciální čidla nebo senzory, viz Obrázek 1. Takový vodič obsahuje dva senzory umístěné proti sobě a je přilepen na hřbet ruky nebo nohy dítěte. Z jednoho senzoru vychází červené světlo, které prochází cévním řečištěm, druhý senzor toto prošlé světlo registruje. Na displeji ventilátoru se zobrazují naměřené hodnoty SpO<sub>2</sub> a srdeční frekvence [5].



**Obrázek 1:** Senzor umístěný na noze novorozence. Zdroj: [5].

Senzor je připojen k modulu pulzního oxymetru, který je umístěn na ventilátoru. Ze senzoru se neustále odečítají data. Regulační algoritmus z těchto dat jednou za sekundu vypočte vhodnou koncentraci kyslíku. Porovnává naměřenou hodnotu  $SpO_2$  s nastavenými hodnotami pro dolní a horní cílovou hranici saturace nastavenou na ventilátoru. Tato informace je poté přenesena do směšovače plynů.

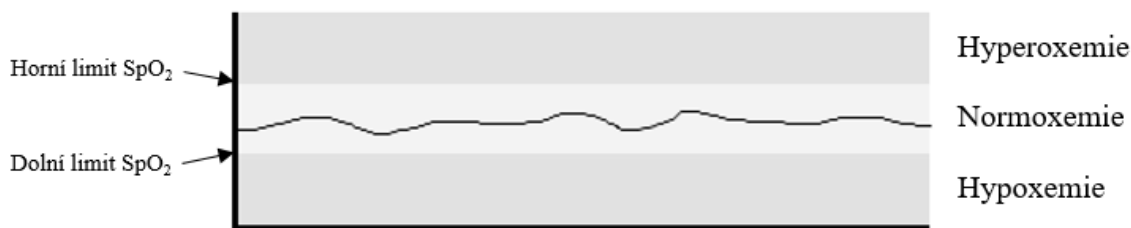


**Obrázek 2:** Modul pulzního oxymetru umístěný na ventilátoru. Zdroj: [19].

Algoritmus se zaměřuje na střední bod mezi horní a dolní hranicí  $SpO_2$ . Jestliže se naměřená hodnota saturace pohybuje nad středem, ale stále v požadovaném rozmezí, tak systém začne pozvolna snižovat koncentraci kyslíku. Naopak, bude-li naměřená hodnota pod středem, ale stále v rozmezí, nedojde ke zvyšování koncentrace a systém ponechá tuto hodnotu. Důvodem je požadovaná přítomnost saturace v cílovém rozsahu a snaha vyvarovat se hyperoxemii.

Dojde-li ke snížení  $SpO_2$  pod dolní cílovou hodnotu  $SpO_2$ ,  $FiO_2$  se během 10 sekund od zjištění hypoxemie prudce zvýší. Dokud hypoxemie trvá, hodnota  $FiO_2$  se neustále zvyšuje. Rychlost zvyšování koncentrace kyslíku je přímo úměrná rozsahu hypoxemie.

Při stavu hyperoxemie, hodnota  $SpO_2$  je nad nastavenou horní cílovou hodnotou  $SpO_2$ , se během 15–90 sekund začne  $FiO_2$  snižovat. Systém pokračuje v trvalém a výrazném snižování po celou dobu, kdy se pacient nachází v tomto stavu [18].

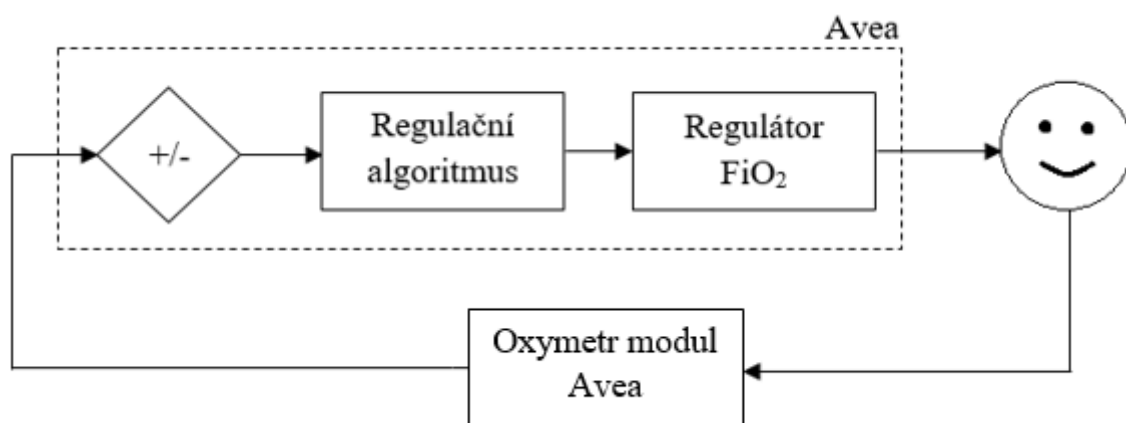


Obrázek 3: Znárodnění stavů nasycení krve kyslíkem. Zdroj: Autor.

### 2.4.1.1 Alarmy

Alarm dolního potažmo horního limitu  $SpO_2$  se spustí, pokud naměřená hodnota  $SpO_2$  dosáhne cílové hranice nebo pod ní klesne, popřípadě nad ní stoupne na dobu delší, než je nastaveno zpoždění alarmu. Průměrná doba zpoždění, která se u těchto alarmů nastavuje, činí kolem 60 sekund [18].

### 2.4.2 Analýza zpětné vazby



Obrázek 4: Schéma zpětné vazby. Zdroj: Autor.

Na Obrázku 4 je znázorněna zpětná vazba s využitím systému  $CLiO_2$ . U pacienta se změní hodnota  $SpO_2$ . Dále se tento údaj zpracovává v oxymetr modulu. Poté se v regulačním algoritmu spočítá hodnota  $FiO_2$ , která se přes regulátor nastaví a dodá pacientovi.

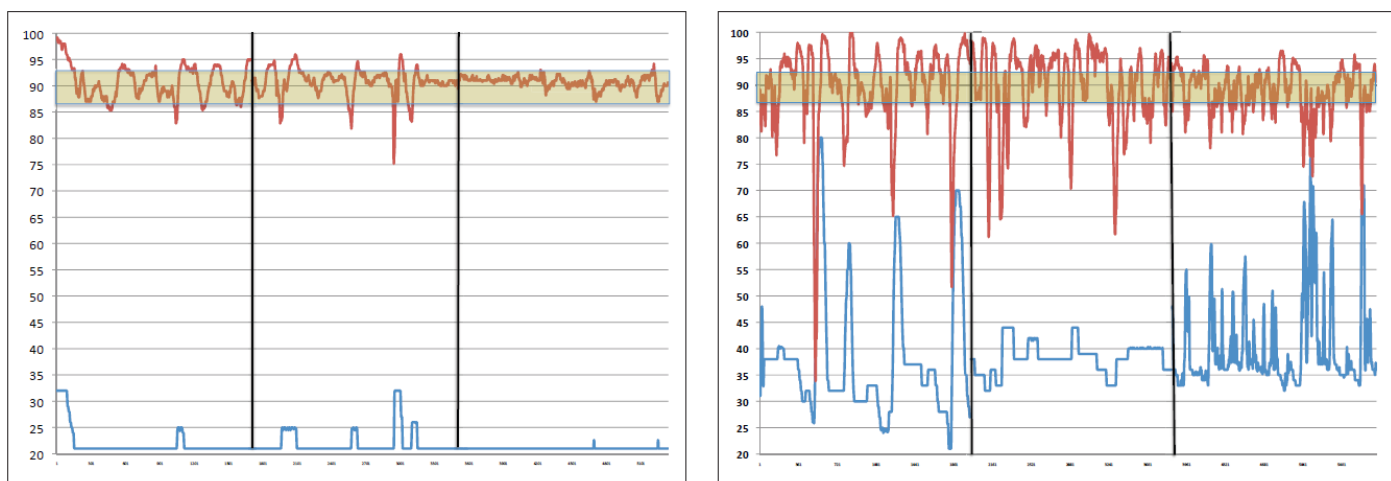
### 2.4.3 Srovnání manuálních postupů a $CLiO_2$

Postupy titrace  $FiO_2$  by měly zohledňovat jak načasování a velikost zvýšení frakce kyslíku potřebné k řešení hladin  $SpO_2$  pod cílovým rozsahem, tak i načasování a velikost odezvy na hladiny  $SpO_2$  nad cílovým rozsahem. Tyto hodnoty saturací jsou buď důsledkem zlepšující se oxygenace, nebo potřebou odvyknout si na předchozí zvýšení  $FiO_2$ . Některé

zdroje naznačují, že mnohé případy desaturace<sup>4</sup> se vyřeší samy. Tato teorie má za cíl vyhnout se časté potřebě odvykání si od vysokých koncentrací kyslíku podávaných při umělé plicní ventilaci.

Analýza automatizovaného systému vedla ke studii, při které byly porovnávány dvě metody manuální titrace a automatizovaná titrace. Označeny jako Attentive - vyžadující pozornost, Observative - pozorovací a CLiO<sub>2</sub>. Byly pozorovány dvě skupiny novorozenců. Novorozenci se stabilní a s nestabilní saturací. První skupina s méně častými desaturacemi strávila přibližně tři čtvrtiny doby v určeném cílovém rozsahu. Druhá skupina vykazovala časté desaturace a pacienti strávili pouze polovinu času v cílovém rozsahu. Ukázalo se, že překážkami pro efektivní řízení SpO<sub>2</sub> u nedonošených dětí jsou i nedostatečný výcvik personálu a pracovní vyčerpání.

Na Obrázku 5 jsou zobrazeny grafy typických hodnot SpO<sub>2</sub> a FiO<sub>2</sub> u stabilního novorozence (vlevo) a u nestabilního novorozence (vpravo) po dobu 7,5 hodin. Horní křivky značí SpO<sub>2</sub> v procentech a dolní FiO<sub>2</sub> v procentech. Stínovaná oblast označuje cílový rozsah SpO<sub>2</sub>. Jednotlivé grafy jsou rozděleny do třech panelů, metod kontrol. U grafu vlevo jsou kontroly v pořadí Observative, Attentive a CLiO<sub>2</sub>, u grafu vpravo je pořadí Attentive, Observative a CLiO<sub>2</sub>. Je zde patrný vysoký kontrast mezi pacientem se stabilní oxygenací a pacientem s nestabilní oxygenací.



**Obrázek 5:** Srovnání stability novorozenců s téměř stejnou porodní hmotností a gestačním věkem (27. týden). Zdroj: [17].

<sup>4</sup> Příliš nízká koncentrace kyslíku v krvi.

U stabilního novorozence došlo jen k několika málo desaturacím, přičemž se u metody CLiO<sub>2</sub> objevily jen dvě velmi malé desaturace. Naopak u nestabilního pacienta docházelo k častým a závažným desaturacím. Z obou grafů lze vyčíst, že pacienti strávili mnohem více času v cílovém rozsahu s automatizovaným systémem CLiO<sub>2</sub> než při obou manuálních metodách. Bylo zjištěno, že ve všech případech mělo CLiO<sub>2</sub> tendenci poskytovat lepší kontrolu [17].

## 3 Metody

### 3.1 Použité přístroje

Ke splnění cílů této práce jsme využili 6 přístrojů: plicní ventilátor Avea, simulátor vitálních funkcí ProSim 8, Human Patient Simulator, senzor SpO<sub>2</sub> Masimo, OxSim SpO<sub>2</sub> Simulator (součást HPS) a model plic SmartLung Infant.

#### 3.1.1 Ventilátor Avea

Ventilátor Avea je softwarově řízený servoventilátor nejvyšší generace ventilátorů, viz Obrázek 6. Je vybaven širokým rozsahem objemů dodávané směsi dýchacích plynů. Umožňuje ventilaci novorozenců, dětí a dospělých pacientů. Komfort představuje plochý barevný LCD displej s přehledným zobrazením všech parametrů, umožňující vytváření grafů v reálném čase, monitoring i interpretaci. Ventilátor podporuje nastavení automatizovaného systému CLiO<sub>2</sub> pro neonatální pacienty. Nabízí unikátní monitoring tracheálního a jícnového tlaku, sloužící k přesnému zhodnocení jednotlivých kritérií, pro úspěšné a včasné odpojení pacienta od ventilátoru. Ventilátor umožňuje přesné sledování všech parametrů ventilovaných pacientů, nastavení nekonvenčního rozsahu průtoku 0,2–200 l/min, možnost provádět synchronizovanou ventilaci každé plíce zvlášť. Výrazným zdokonalením výkonu přístroje je přesná turbína pro podávání dýchací směsi s aktivním posilovačem řízeným systémem nádechu a výdechu [20].



**Obrázek 6:** Plicní ventilátor Avea, CareFusion, USA. Zdroj: [21].

### 3.1.2 ProSim 8

ProSim 8 je revoluční simulátor vitálních funkcí od firmy Fluke Biomedical. Simulátor je realizován jako 8 v 1, čímž nabízí komplexní a rychlé ověření funkcionality monitorů vitálních funkcí. Tento typ simulátoru je schopen simulovat EKG signál (včetně fetálních EKG a arytmií), invazivní krevní tlak, neinvazivní krevní tlak, respiraci, teplotu, minutový srdeční výdej, srdeční katetrizaci a SpO<sub>2</sub>. Dále obsahuje unikátní funkci simulace křivek o různých vlnových délkách pro ověření oxymetrů technologie Masimo Rainbow. Dovoluje tak analyzovat více než 7 vlnových délek světla pro určení procenta karboxyhemoglobinu a methemoglobinu v krvi.

K simulátoru lze připojit čtečku čárových kódů a je vybaven bezdrátovým rozhraním pro efektivní komunikaci s PC. Výhodou je mimo jiného možnost spuštění předdefinovaných autosekvencí [22].



**Obrázek 7:** Simulátor vitálních funkcí ProSim 8, Fluke Biomedical. Zdroj: [23].

### 3.1.3 Human Patient Simulator (HPS)

HPS od firmy CAE Healthcare je nejpokročilejším umělým pacientem, který slouží jako lékařský trenažér. Jedná se o technologii, která spojuje modelování a simulace v rámci vzdělávání lékařů, ale i nelékařských pracovníků pohybujících se ve zdravotnickém vzdělávání. Uvedený simulátor využívá model, který spojuje cirkulační, respirační, neuromuskulární a centrální nervový systém.

HPS se skládá ze tří hlavních složek - HPS Lab Rack, pracovní stanice (stolní počítač) a figurína. Centrum komunikace, energie a pneumatických prvků pro systém HPS představuje HPS Lab Rack. Obsahuje centrální napájecí zdroj, ethernetový přepínač, plicní

měchy a další důležité komponenty, které řídí fyzické projevy simulátoru. Součástí je stolní počítač, který využívá software Müse. Představuje tak hlavní ovládací a simulační centrum. Základem systému jsou matematické modely, generující fyziologická data, jež jsou demonstrovány na simulátoru. Veškeré posuzování pacienta a klinické zásahy se odehrávají na figuríně, která představuje lidského pacienta. Figurína pacienta, viz Obrázek 8, vystihuje fyzikální vlastnosti dospělého muže či ženy a umožňuje demonstraci reálných klinických příznaků

a stavů, jako jsou srdeční/dechové ozvy, hmatný tep, pohyb hrudníku, průchodnost dýchacích cest, reakce zorniček, víček, komplexní reakce na farmaka a jejich kombinace, apod. Dále poskytuje možnost připojení zdravotnických prostředků, např. defibrilátor, elektrokardiograf, manžetový tonometr, externí stimulátor, plicní ventilátor, monitor vitálních funkcí, odsávací jednotku a pulzní oxymetr. Figurína je systémem hadic a elektrických kabelů propojená s HPS Lab Rack a navenek se projevuje hodnotami, které charakterizují dospělého pacienta, viz Tabulka 4. Simulátor lze fungovat nezávisle na figuríně [24, 25, 26].

**Tabulka 4:** Hodnoty, kterými se projevuje figurína dospělého pacienta.

	<b>Figurína dospělého pacienta</b>
<b>Dechový objem [ml]</b>	600
<b>Dechová frekvence [dechy/min]</b>	15
<b>Tepová frekvence [bpm]</b>	72
<b>PaO<sub>2</sub> [mmHg]</b>	93
<b>PaCO<sub>2</sub> [mmHg]</b>	39
<b>SpO<sub>2</sub> [%]</b>	97



**Obrázek 8:** Pacientský simulátor HPS, CAE Healthcare. Zdroj: [27].



### 3.1.4 HPS - OxSim SpO<sub>2</sub> Simulator

Jedná se o optický SpO<sub>2</sub> simulátor, představující součást HPS. OxSim je přes systém kabelů připojen k HPS Lab Rack a je umístěn u figuríny. Slouží k poskytnutí dat o SpO<sub>2</sub> do monitorovacího zařízení během simulace [26].



Obrázek 9: OxSim SpO<sub>2</sub> Simulator, Pronk Technologies. Zdroj: [28].

### 3.1.5 Senzor SpO<sub>2</sub> Masimo SET

Senzor Masimo LNCS Neo je jednorázový SpO<sub>2</sub> senzor pro novorozence k rychlému vyhodnocení. Senzor je sterilní a bez latexu. Konektor senzoru je kompatibilní s patientským kabelem Masimo LNC, který je součástí setu viz Obrázek 10 [29].



Obrázek 10: Senzor Masimo LNCS Neo a patientský kabel LNC – 10. Zdroj: [29, 30].

### 3.1.6 Model plíc SmartLung Infant

Jedná se o nejjednodušší model plicní mechaniky jednokompartmentové struktury v podobě vaku. Otáčením kovové přívodní trubice lze měnit pneumatický odpor a posunem spony lze nastavit poddajnost modelu. Pomocí spony a pláště modelu je omezeno rozpínání vaku [31].



Obrázek 11: Model plic SmartLung Infant, Imtmedical. Zdroj: [32].

### 3.2 Měřicí soustava

V naší analýze jsme realizovali propojení přístrojů do dvou měřících soustav. První soustava se skládala z ventilátoru Avea, ke kterému jsme připojili model plic SmartLung Infant. K modulu pulzního oxymetru, umístěnému na ventilátoru jsme připojili senzor SpO<sub>2</sub> Masimo a napojili ho na simulátor vitálních funkcí ProSim 8. Do ventilátoru jsme přivedli technický kyslík a zahájili měření.

Druhou soustavu tvořil ventilátor Avea napojený na umělého pacienta HPS. Senzor SpO<sub>2</sub> Masimo, napojený na modul pulzního oxymetru jsme připojili na OxSim SpO<sub>2</sub> Simulator, který je propojený s umělým pacientem. Umělého pacienta HPS jsme řídili externím počítačem se softwarem Müse. Uspořádání tohoto experimentu je zobrazeno na Obrázku 14. Softwarové prostředí Müse je vyobrazeno v příloze A.

### 3.3 Měření

Měření se skládalo ze dvou částí. V první části jsme demonstrovali zpětnovazební řízení ventilátoru pomocí simulátoru ProSim 8 s využitím nastavené sekvence hodnot SpO<sub>2</sub> a manuální regulace saturace. Pro druhý případ demonstrace jsme využili umělého pacienta HPS, kterému jsme přivedli dvě úrovně desaturace, silnou a velmi silnou.

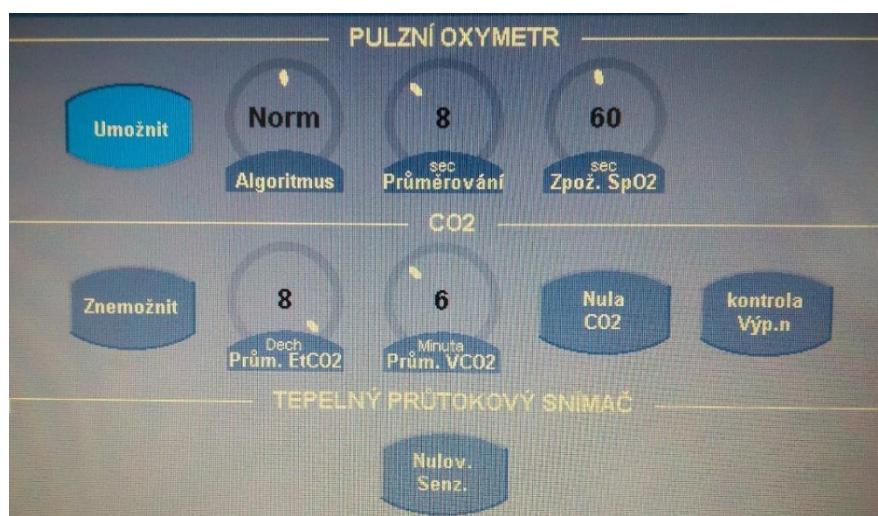
### 3.3.1 Měření se simulátorem ProSim 8

Stěžejní přístroj celé práce byl ventilátor Avea. Tento ventilátor má jedinečnou vlastnost a to možnost nastavení systému CLiO<sub>2</sub>. Nastavení probíhá ve třech krocích. Nejprve je nutné na ventilátoru povolit pulzní oxymetr, aby bylo možné pracovat s připojeným senzorem SpO<sub>2</sub>. Nastavení pro systém automatické regulace FiO<sub>2</sub> jsou rozšířenými nastaveními FiO<sub>2</sub>. Bylo nutné zapnout Auto FiO<sub>2</sub> a nastavit horní a dolní limity saturace, kterými se řídí alarmy. Dolní limit jsme nastavili na 88 % a horní na 95 %, hodnoty odpovídají defaultnímu nastavení ventilátoru. Tyto požadavky jsou zobrazeny na Obrázcích 12 a 13. Se simulátorem ProSim 8 jsme pracovali dvěma způsoby:

- a. Sekvence hodnot SpO<sub>2</sub>
- b. Manuální regulace hodnot SpO<sub>2</sub>

Simulátor ProSim 8 poskytuje předdefinovanou sekvenci saturací k testování pulzních oxymetrů, která vyhovovala našim požadavkům na měření. Sekvence obsahuje deset hodnot SpO<sub>2</sub> v rozsahu 100 % až 79 %. Celková doba trvání sekvence je 7 minut a 30 sekund, přičemž jedna konkrétní hodnota trvá 45 sekund. Výchozí hodnotu FiO<sub>2</sub> jsme nastavili na 21 %. Odpovídající hodnoty FiO<sub>2</sub> k nastaveným hodnotám SpO<sub>2</sub> jsou zobrazeny v Tabulce 7 v kapitole 4 Výsledky.

Manuální regulací se rozumí ruční upravování hodnot SpO<sub>2</sub> na simulátoru. Vybrali jsme deset hodnot saturace tak, aby byla zajištěna vizualizace desaturace. Pro ustálení hodnoty jsme opět čekali 45 sekund. Celková doba měření trvala 7 minut a 30 sekund. Výběr hodnot saturace s odpovídajícími hodnotami frakce jsou zaznamenány v Tabulce 8 v kapitole 4 Výsledky.



Obrázek 12: Povolení pulzního oxymetru na ventilátoru Avea. Zdroj: Autor.



**Obrázek 13:** Nastavení Auto FiO<sub>2</sub> a limitních hodnot. Zdroj: Autor.

### 3.3.2 Měření se simulátorem HPS

Pacientský simulátor HPS nabízí široké možnosti. Poskytuje padesát předprogramovaných simulovaných klinických scénářů pro anestezii, porodnictví nebo kardiovaskulární životní podporu včetně kombinace některých nemocí či poruch. K dispozici nabízí šest typů pacientů např. zdravý muž, mladý muž voják, starší žena kuřačka nebo těhotná žena. Pro naši demonstraci jsme zvolili základního zdravého pacienta.

Důsledkem nezralosti dechového centra se může u předčasně narozených dětí vyskytnout spánková apnoe neboli apnoická pauza. U většiny dětí a dospělých je příčinou spánkové apnoe překážka v dýchacích cestách např. zvětšené mandle. Jedná se o pokles nebo vynechání dechu na dobu delší než 15–20 sekund. Tento stav je spojen s náhlým poklesem saturace kyslíku [33].

V této části měření jsme simulovali náhlý pokles dýchání, pod kterým si lze představit právě spánkovou novorozeneckou apnoei. Figurína se však řídí hodnotami nastavenými pro dospělého pacienta, proto jsme vytvořili vlastní scénář, kde jsme nastavení co nejvíce přiblížili nastavení pro neonatálního pacienta.

#### 3.3.2.1 Tvorba vlastního scénáře

Stejným způsobem jako v předchozím měření jsme na ventilátoru Avea nastavili systém CLiO<sub>2</sub>. Na ventilátoru jsme zvolili režim objemově řízené ventilace a nastavili jsme parametry, viz Tabulka 5.

**Tabulka 5:** Parametry nastavené na ventilátoru při objemově řízené ventilaci.

<b>Dechový objem [ml]</b>	300
<b>Frekvence [dechy/min]</b>	30
<b>PEEP [cmH<sub>2</sub>O]</b>	4
<b>Výchozí FiO<sub>2</sub> [%]</b>	25

Při objemově řízené ventilaci jsme nastavili na ventilátoru objem 300 ml, což je nejvyšší hodnota, která se dá v neonatálním režimu nastavit. Figurína má základní hodnoty parametrů nastavené pro téměř dvojnásobný objem. Aby byl náš pacient schopný odvětrat CO<sub>2</sub>, bylo nutné upravit hodnoty některých parametrů na simulátoru HPS. Tyto hodnoty jsou zaznamenány v Tabulce 6.

**Tabulka 6:** Parametry nastavené na simulátoru HPS.

<b>Spotřeba O<sub>2</sub> [ml/min]</b>	20
<b>PetCO<sub>2</sub>-PaCO<sub>2</sub><sup>5</sup></b>	13
<b>Faktor produkce CO<sub>2</sub><sup>6</sup></b>	0,6
<b>PaCO<sub>2</sub> Set-Point<sup>7</sup> [mmHg]</b>	60

Figurínu pacienta jsme zaintubovali a na OxSim SpO<sub>2</sub> Simulator jsme napojili senzor SpO<sub>2</sub>. Po vytvoření tohoto scénáře jsme pacientovi přivodili dvě apnoické pauzy. Na počítači simulátoru jsme tedy postupně nastavili silnou a velmi silnou desaturaci. Silná desaturace byla aplikována po dobu 2 minut a 20 sekund, přičemž saturace klesla až na 78 %. Velmi silná desaturace trvala 2 minuty a 25 sekund. Při této desaturaci se koncentrace kyslíku v krvi snížila až na 67 %.

---

<sup>5</sup> Faktor upravující tenzi CO<sub>2</sub> v expirovaném vzduchu vzhledem k parciálnímu tlaku CO<sub>2</sub> v arteriální krvi [27].

<sup>6</sup> Faktor umožňující násobení nebo dělení produkce CO<sub>2</sub> zvolenou hodnotou [27].

<sup>7</sup> Nastavená hodnota CO<sub>2</sub> [27].



**Obrázek 14:** Realizace propojení přístrojů pro demonstraci zpětnovazebního řízení ventilátoru se simulátorem HPS. Zdroj: Autor.



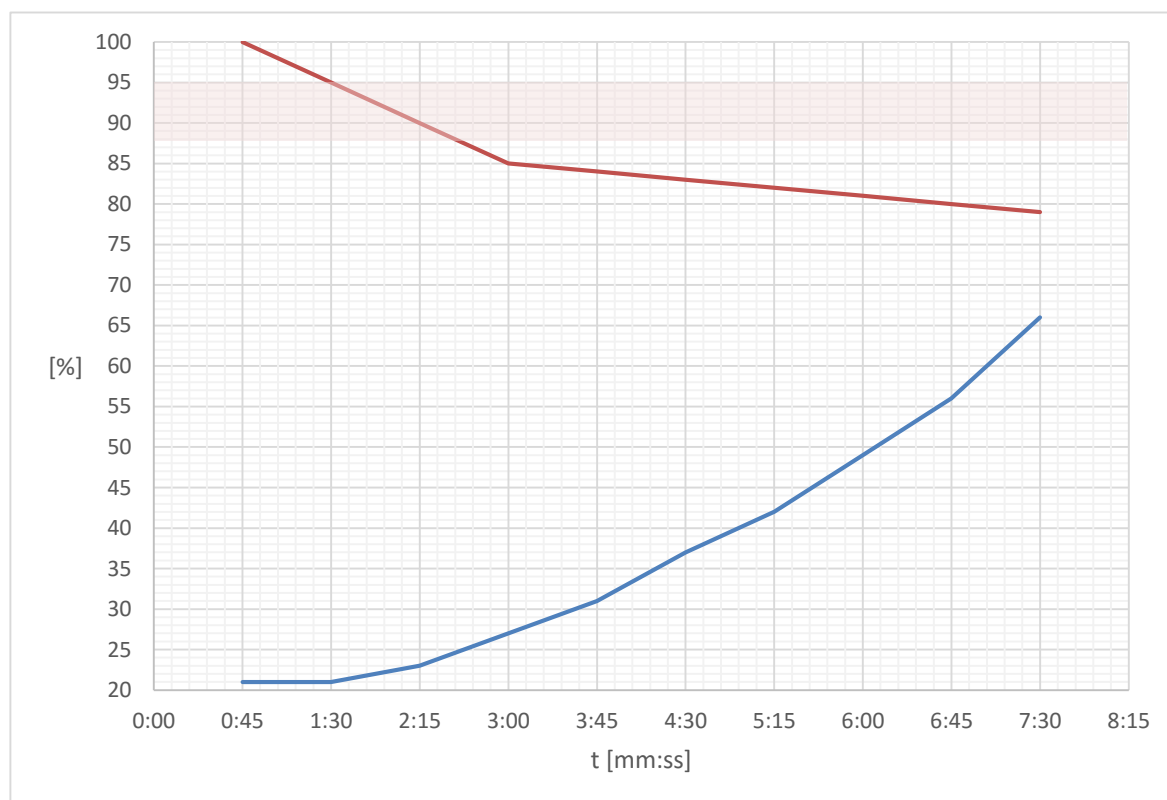
## 4 Výsledky měření

### 4.1 Měření s ProSim 8

Část měření a. reprezentují Tabulka 7 a Obrázek 15. Autosekvence obsahuje 10 hodnot saturací, které se mění po 45 sekundách. První polovina hodnot  $SpO_2$  se snižuje o 5 %, druhá polovina postupuje snižování o 1 % až do konečných 79 %. Pro hodnoty saturace 100 % a 95 % se udržovala 21% frakce, nejnižší možná koncentrace kyslíku, tedy hodnota koncentrace kyslíku v atmosféře. Ačkoliv dochází ke snižování saturace z počátku o 5 %, poté o 1 %, lze pozorovat kontinuální navyšování frakce kyslíku  $FiO_2$ .

**Tabulka 7:** Hodnoty nastavené sekvence  $SpO_2$  s odpovídajícími hodnotami  $FiO_2$ .

t [mm:ss]	0:45	1:30	2:15	3:00	3:45	4:30	5:15	6:00	6:45	7:30
$SpO_2$ [%]	100	95	90	85	84	83	82	81	80	79
$FiO_2$ [%]	21	21	23	27	31	37	42	49	56	66

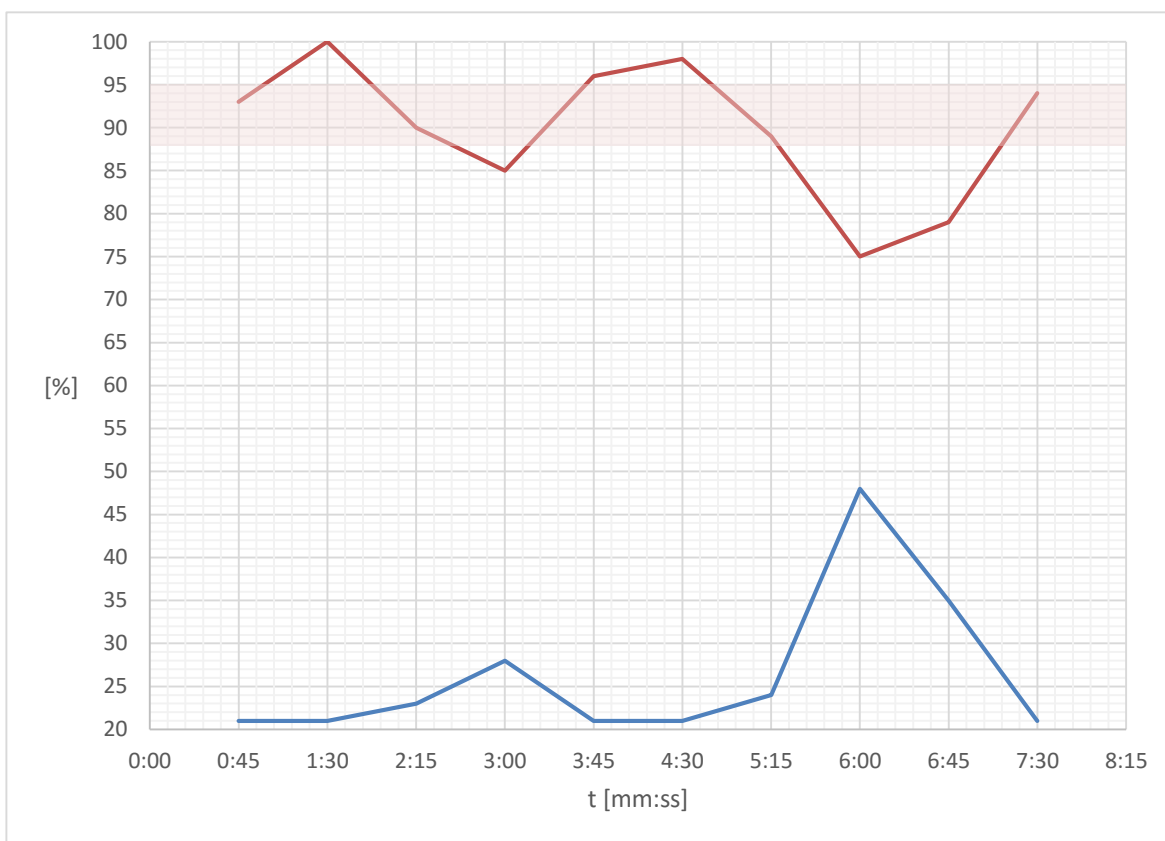


**Obrázek 15:** Graf závislosti  $FiO_2$  na nastavené sekvenci  $SpO_2$  v čase. Křivky vykazují deset hodnot po čase 45 sekund. Červená křivka reprezentuje hodnoty  $SpO_2$  v procentech. Modrá křivka reprezentuje hodnoty  $FiO_2$  v procentech.

Výsledky části měření b. jsou zaznamenány v Tabulce 8 a na Obrázku 16. Hodnoty  $SpO_2$  jsou v rozsahu 100–75 % a jsou měněny po 45 sekundách. Tento rozsah hodnot jsme vybrali za účelem přítomnosti saturace v cílovém rozmezí s minimálně jednou značnou desaturací. Desaturace je patrná při koncentraci kyslíku v krvi 75–79 % v konečném úseku grafu. Z grafu na Obrázku 15 lze vyčíst okamžitá reakce  $FiO_2$  na změny saturací.

**Tabulka 8:** Hodnoty kolísajících  $SpO_2$  s odpovídajícími hodnotami  $FiO_2$ .

t [mm:ss]	0:45	1:30	2:15	3:00	3:45	4:30	5:15	6:00	6:45	7:30
$SpO_2$ [%]	93	100	90	85	96	98	89	75	79	94
$FiO_2$ [%]	21	21	23	28	21	21	24	48	35	21



**Obrázek 16:** Graf závislosti  $FiO_2$  na kolísajících hodnotách  $SpO_2$  v čase. Křivky vykazují deset hodnot po čase 45 sekund. Červená křivka reprezentuje hodnoty  $SpO_2$  v procentech. Modrá křivka reprezentuje hodnoty  $FiO_2$  v procentech. Vyznačená barevná oblast vymezuje cílové hodnoty saturace.

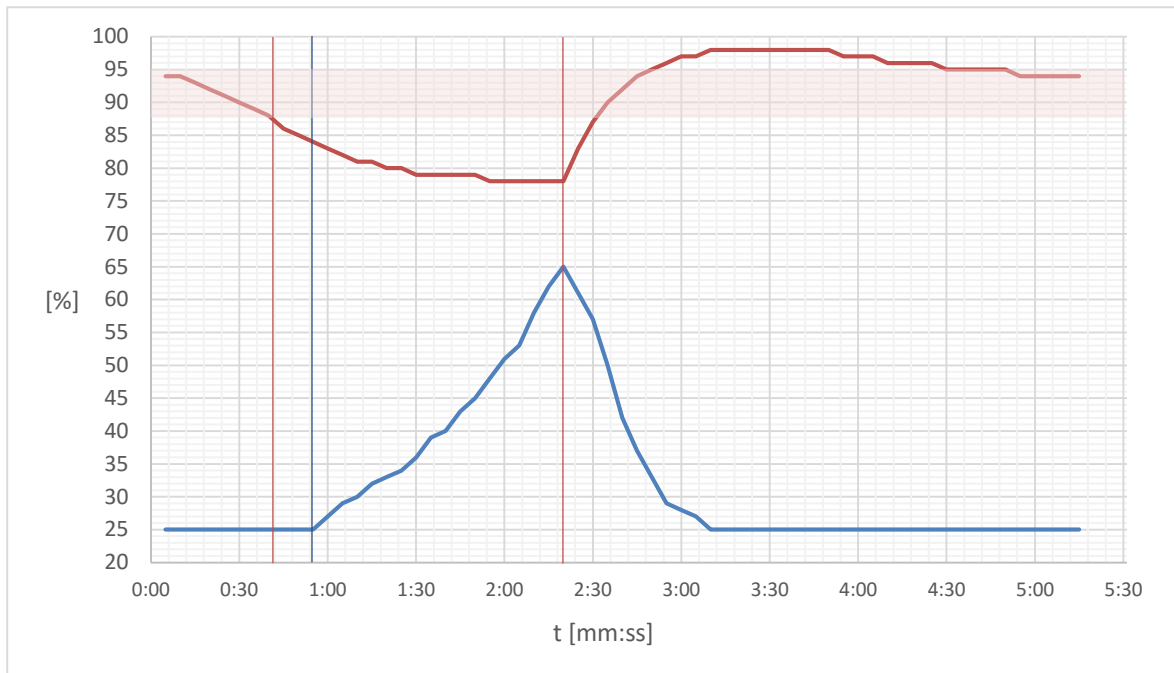


## 4.2 Měření s HPS

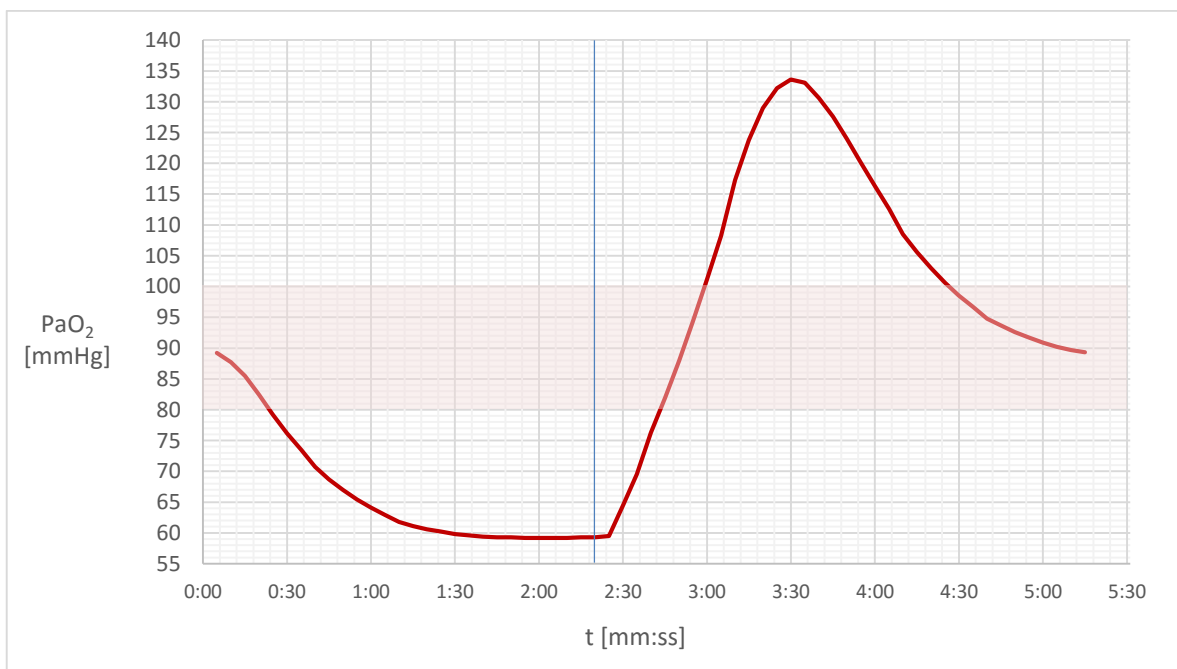
Celková doba měření se silnou desaturací byla 5 minut a 5 sekund, přičemž silnou desaturaci jsme aplikovali po dobu 2 minut a 20 sekund. V Tabulce 9 jsou zaznamenány hodnoty saturace a parciálního tlaku kyslíku získané ze simulátoru a hodnoty frakce kyslíku, kterými na nastalou situaci reagoval ventilátor. Jednotlivé hodnoty byly odebírány po 5 sekundách, aby bylo zajištěno dostatečné množství informací pro zpracování měření.

**Tabulka 9:** Tabulka změřených hodnot pro silnou desaturaci.

t [mm:ss]	FiO <sub>2</sub> [%]	SpO <sub>2</sub> [%]	PaO <sub>2</sub> [mmHg]	t [mm:ss]	FiO <sub>2</sub> [%]	SpO <sub>2</sub> [%]	PaO <sub>2</sub> [mmHg]
00:05	25	94	89,2	02:40	42	92	76,3
00:10	25	94	87,7	02:45	37	94	81,9
00:15	25	93	85,5	02:50	33	95	87,9
00:20	25	92	82,4	02:55	29	96	94,3
00:25	25	91	79,2	03:00	28	97	101,1
00:30	25	90	76,2	03:05	27	97	108,2
00:35	25	89	73,5	03:10	25	98	117,3
00:40	25	88	70,7	03:15	25	98	123,8
00:45	25	86	68,7	03:20	25	98	129
00:50	25	85	67	03:25	25	98	132,2
00:55	25	84	65,4	03:30	25	98	133,6
01:00	27	83	64,1	03:35	25	98	133,1
01:05	29	82	62,9	03:40	25	98	130,6
01:10	30	81	61,8	03:45	25	98	127,6
01:15	32	81	61,1	03:50	25	98	124
01:20	33	80	60,6	03:55	25	97	120,1
01:25	34	80	60,2	04:00	25	97	116,3
01:30	36	79	59,8	04:05	25	97	112,6
01:35	39	79	59,6	04:10	25	96	108,5
01:40	40	79	59,4	04:15	25	96	105,6
01:45	43	79	59,3	04:20	25	96	103
01:50	45	79	59,3	04:25	25	96	100,6
01:55	48	78	59,2	04:30	25	95	98,5
02:00	51	78	59,2	04:35	25	95	96,7
02:05	53	78	59,2	04:40	25	95	94,8
02:10	58	78	59,2	04:45	25	95	93,7
02:15	62	78	59,3	04:50	25	95	92,6
02:20	65	78	59,3	04:55	25	94	91,7
02:25	61	83	59,5	05:00	25	94	90,9
02:30	57	87	64,5	05:05	25	94	90,2
02:35	50	90	69,5	05:05	25	94	89,7



**Obrázek 17:** Graf závislosti  $\text{FiO}_2$  na hodnotách  $\text{SpO}_2$  v čase při silné desaturaci. Modrá křivka reprezentuje hodnoty  $\text{FiO}_2$  v procentech, červená křivka reprezentuje hodnoty  $\text{SpO}_2$  v procentech. Souvislá barevná plocha vymezuje horní a dolní hranice saturace nastavené na ventilátoru. Svislá modrá čára vyznačuje úsek zpoždění ventilátoru na probíhající pokles saturace od opuštění saturace z cílového rozsahu. Reakce ventilátoru přišla po 15 vteřinách. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající desaturace, která trvala 1 minutu a 40 vteřin.

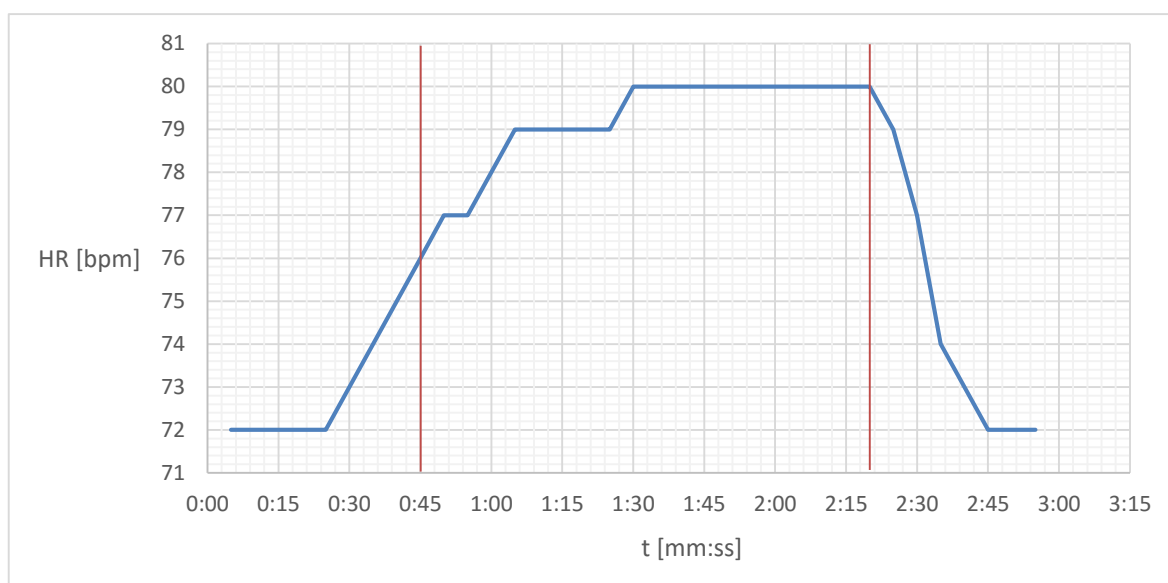


**Obrázek 18:** Graf průběhu parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi v čase při silné desaturaci. Souvislá barevná plocha vymezuje normální hodnoty tlaku. Modrá svislá čára vyznačuje zpoždění  $\text{PaO}_2$  za  $\text{FiO}_2$ , které činilo 5 vteřin.

V Tabulce 10 jsou zaznamenány hodnoty měnící se tepové frekvence pacienta v čase v závislosti na probíhající silné desaturaci. Nárůst tepové frekvence začal po 25 vteřinách od započetí působení desaturace, která se začala projevovat po 45 vteřinách od jejího vzniku, kdy došlo k opuštění cílového rozsahu SpO<sub>2</sub>. V grafu na Obrázku 19 je patrný nárůst HR a její návrat na původní hodnotu.

**Tabulka 10:** Naměřené tepové frekvence během silné desaturace.

t [mm:ss]	HR [bpm]	t [mm:ss]	HR [bpm]
00:05	72	01:35	80
00:10	72	01:40	80
00:15	72	01:45	80
00:20	72	01:50	80
00:25	72	01:55	80
00:30	73	02:00	80
00:35	74	02:05	80
00:40	75	02:10	80
00:45	76	02:15	80
00:50	77	02:20	80
00:55	77	02:25	79
01:00	78	02:30	77
01:05	79	02:35	74
01:10	79	02:40	73
01:15	79	02:45	72
01:20	79	02:50	72
01:25	79	02:55	72
01:30	80	-	-

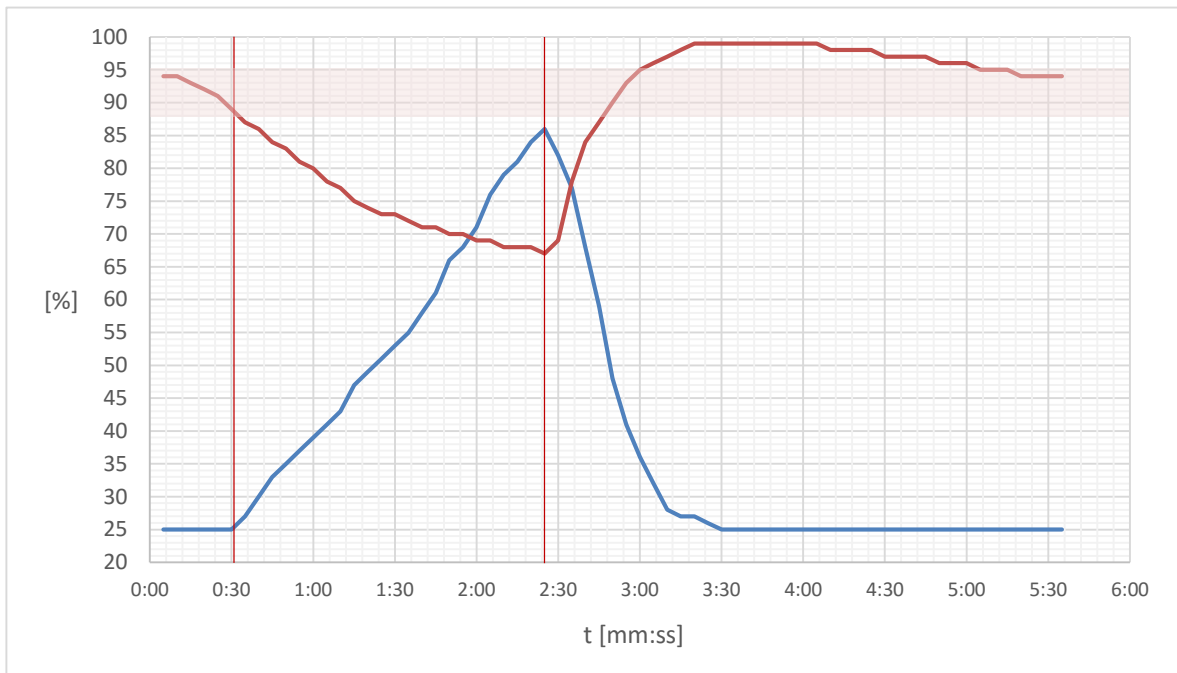


**Obrázek 19:** Graf měnící se tepové frekvence HR v čase. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající silné desaturace.

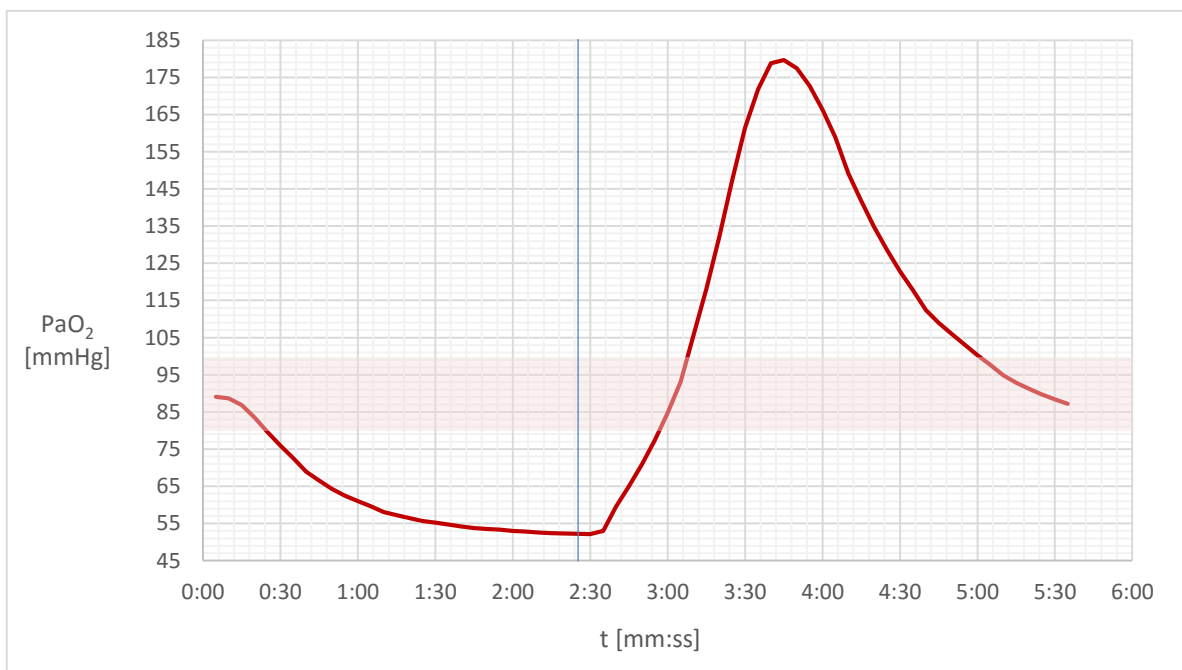
V druhé části měření se simulátorem HPS byla aplikována velmi silná desaturace s poklesem saturace pod 70 %. Celý úsek tohoto měření trval 5 minut a 35 sekund. Pacient byl vystaven desaturaci po dobu 2 minut a 25 sekund. V Tabulce 11 jsou zaznamenány hodnoty saturace, frakce kyslíku a parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi v časových intervalech 5 vteřin.

**Tabulka 11:** Tabulka změřených hodnot pro velmi silnou desaturaci.

t [mm:ss]	FiO <sub>2</sub> [%]	SpO <sub>2</sub> [%]	PaO <sub>2</sub> [mmHg]	t [mm:ss]	FiO <sub>2</sub> [%]	SpO <sub>2</sub> [%]	PaO <sub>2</sub> [mmHg]
00:05	25	94	89,1	02:55	41	93	77,4
00:10	25	94	88,6	03:00	36	95	84,7
00:15	25	93	86,8	03:05	32	96	93,1
00:20	25	92	83,5	03:10	28	97	105,6
00:25	25	91	79,6	03:15	27	98	118
00:30	25	89	75,9	03:20	27	99	132,2
00:35	27	87	72,5	03:25	26	99	147,4
00:40	30	86	68,9	03:30	25	99	161,4
00:45	33	84	66,5	03:35	25	99	171,8
00:50	35	83	64,3	03:40	25	99	178,8
00:55	37	81	62,5	03:45	25	99	179,7
01:00	39	80	61	03:50	25	99	177,4
01:05	41	78	59,6	03:55	25	99	172,7
01:10	43	77	58,1	04:00	25	99	166,3
01:15	47	75	57,2	04:05	25	99	158,9
01:20	49	74	56,4	04:10	25	98	149,1
01:25	51	73	55,7	04:15	25	98	141,8
01:30	53	73	55,2	04:20	25	98	134,8
01:35	55	72	54,7	04:25	25	98	128,5
01:40	58	71	54,2	04:30	25	97	122,8
01:45	61	71	53,8	04:35	25	97	117,8
01:50	66	70	53,5	04:40	25	97	112,4
01:55	68	70	53,3	04:45	25	97	109
02:00	71	69	53	04:50	25	96	106
02:05	76	69	52,8	04:55	25	96	103,1
02:10	79	68	52,6	05:00	25	96	100,3
02:15	81	68	52,4	05:05	25	95	97,7
02:20	84	68	52,3	05:10	25	95	94,8
02:25	86	67	52,2	05:15	25	95	92,9
02:30	82	69	52,1	05:20	25	94	91,2
02:35	77	78	53	05:25	25	94	89,7
02:40	68	84	59,5	05:30	25	94	88,4
02:45	59	87	65	05:35	25	94	87,2
02:50	48	90	70,9	-	-	-	-



**Obrázek 20:** Graf závislosti  $\text{FiO}_2$  na hodnotách  $\text{SpO}_2$  v čase při velmi silné desaturaci. Modrá křivka reprezentuje hodnoty  $\text{FiO}_2$  v procentech, červená křivka reprezentuje hodnoty  $\text{SpO}_2$  v procentech. Souvislá barevná plocha vymezuje horní a dolní hranice saturace nastavené na ventilátoru. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající desaturace, která trvala 1 minutu a 55 sekund.

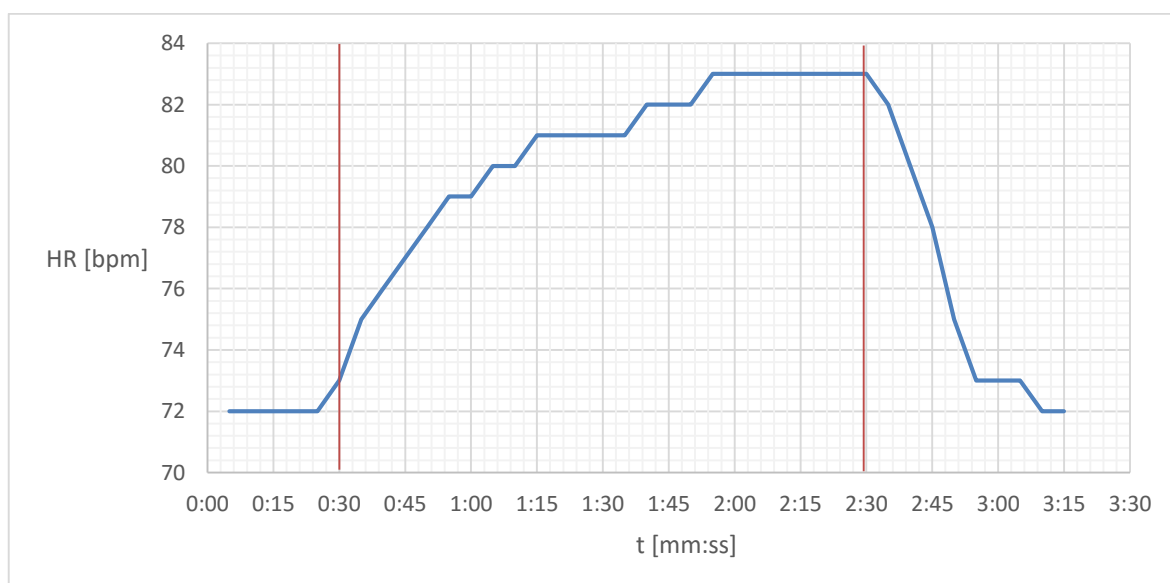


**Obrázek 21:** Graf průběhu parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi v čase při velmi silné desaturaci. Souvislá barevná plocha vymezuje normální hodnoty tlaku. Modrá svislá čára vyznačuje zpoždění  $\text{PaO}_2$  za  $\text{FiO}_2$ , které činilo 5 vteřin.

V Tabulce 12 jsou zaznamenány hodnoty měnící se tepové frekvence pacienta v čase v závislosti na probíhající velmi silné desaturaci. Nárůst tepové frekvence začal po 25 vteřinách od započetí působení desaturace, která se začala projevovat již po 30 vteřinách od jejího vzniku, kdy došlo k opuštění cílového rozsahu SpO<sub>2</sub>. V grafu na Obrázku 22 je patrný nárůst HR a její rychlý návrat na původní hodnotu.

**Tabulka 12:** Naměřené tepové frekvence během velmi silné desaturace.

t [mm:ss]	HR [bpm]	t [mm:ss]	HR [bpm]
00:05	72	01:40	82
00:10	72	01:45	82
00:15	72	01:50	82
00:20	72	01:55	83
00:25	72	02:00	83
00:30	73	02:05	83
00:35	75	02:10	83
00:40	76	02:15	83
00:45	77	02:20	83
00:50	78	02:25	83
00:55	79	02:30	83
01:00	79	02:35	82
01:05	80	02:40	80
01:10	80	02:45	78
01:15	81	02:50	75
01:20	81	02:55	73
01:25	81	03:00	73
01:30	81	03:05	73
01:35	81	03:10	72



**Obrázek 22:** Graf měnící se tepové frekvence HR v čase. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající velmi silné desaturace.

## 5 Diskuze

Demonstrace zpětnovazebního řízení ventilátoru se simulátorem ProSim 8 nebyla realizovatelná, protože simulátor jako takový nemohl dávat zpětnou vazbu. Pomocí tohoto simulátoru jsme pouze otestovali funkčnost automatizovaného systému CLiO<sub>2</sub> pro realizaci pilotní demonstrace s patientským simulátorem HPS. ProSim 8 ve svém nastavení obsahuje spuštění předdefinovaných autosekvencí saturací k otestování pulzních oxymetrů, nepodporuje však tvorbu nových sekvencí. Práci s tímto simulátorem jsme rozdělili na dvě části. Část s autosekvencí, kde saturace kontinuálně klesala a část s manuální úpravou saturací na simulátoru k otestování snižování a zvyšování frakce kyslíku v závislosti na zvýšené či snížené saturaci. Při snižování saturace, frakce exponenciálně rostla bez ohledu na rozdílný pokles saturace. Během manuální úpravy saturace, ventilátor reagoval optimálními hodnotami frakcí. V grafech na Obrázcích 15 a 16 je vidět přímá reakce ventilátoru. Pokles saturace byl natolik rychlý, že ventilátor reagoval na trend SpO<sub>2</sub> i v přítomnosti saturace v cílovém rozsahu. Na základě tohoto měření jsme konstatovali správné fungování automatizovaného systému CLiO<sub>2</sub> a postoupili jsme k finálnímu měření.

V případě využití patientského simulátoru HPS se vyskytl realizační problém. Automatizovaný systém CLiO<sub>2</sub> je deklarovaný pouze pro neonatální pacienty. To znamená, že tento systém, při volbě dětského nebo dospělého pacienta na ventilátoru Avea, nelze spustit. Na druhou stranu patientský simulátor HPS představuje figurínu dospělého pacienta a pediatrická figurína PediaSim HPS nebyla k dispozici. Limitující možnosti ventilátoru a simulátoru nás přiměly k vytvoření vlastního scénáře, kde jsme upravili některé hodnoty na simulátoru a ventilátoru tak, aby se nastavení co nejvíce přiblížilo neonatálnímu pacientovi. Při objemově řízené ventilaci jsme na ventilátoru nastavili nejvyšší možný objem v nastavení pro neonatální pacienty 300 ml a výchozí frakci kyslíku na 25 %. Dospělý pacient má základní hodnoty parametrů nastavené pro podstatně vyšší dechový objem než je dechový objem neonatálních pacientů. Ani dechový objem 300 ml by tedy k odventilování CO<sub>2</sub> nestačil. Proto jsme na simulátoru HPS upravili spotřebu kyslíku, PetCO<sub>2</sub>-PaCO<sub>2</sub>, faktor produkce CO<sub>2</sub> a PaCO<sub>2</sub> Set-Point tak, aby ovlivnily hodnoty PaCO<sub>2</sub> a PaO<sub>2</sub> tak, že spadnou do požadovaného normálního rozsahu. Tato nastavení nám umožnila kompatibilitu mezi simulátorem dospělého pacienta a ventilátorem Avea v nastavení pro neonatálního pacienta.

Na patientském simulátoru HPS jsme realizovali zpětnovazební řízení ventilátoru se systémem CLiO<sub>2</sub> pro automatickou regulaci FiO<sub>2</sub> pomocí měření SpO<sub>2</sub>. Z grafů uvedených v kapitole 4 Výsledky lze vyčíst, že ventilátor na stav desaturace reagoval vyhovujícími frakcemi kyslíku.

Zjistili jsme, že ventilátor reagoval na probíhající silnou desaturaci se zpožděním, které trvalo 15 sekund. Při velmi silné desaturaci ke zpoždění nedošlo vlivem rychlejšího průběhu snižování saturace. Zpoždění tedy závisí také na délce a rychlosti změny saturace. Uvedené zpoždění vzniklo tím, že byl vytvořen zpětnovazební okruh a ventilátor nemohl reagovat přímo, jako tomu bylo při měření se simulátorem ProSim 8. Ventilátor vytváří směs plynu o určité frakci kyslíku, tu podává figurině, ale analyzuje se až v Racku.

Během desaturace klesal pacientovi parciální tlak kyslíku v arteriální krvi, tento průběh je vyobrazen na Obrázcích 18 a 21. Z těchto grafů lze vyčíst zpoždění PaO<sub>2</sub> za FiO<sub>2</sub>. Hodnota PaCO<sub>2</sub> byla v průběhu celého měření v normě. V okamžiku reakce ventilátoru na desaturaci, se pokles saturace začal zmírňovat. Jakmile skončilo působení desaturace, saturace se začala prudce navyšovat a frakce kyslíku rychle snižovat. Kvůli rychlejšímu navyšování hodnoty saturace než bylo snižování frakce po ukončení desaturace, se saturace navýšila až nad cílové rozmezí. Frakce se po ukončení silné desaturace snížila na výchozí hodnotu do 50 sekund, kdežto saturace se dostala nad cílové hodnoty po 40 sekundách. Po ukončení velmi silné desaturace se frakce pacientovi snížila na výchozí hodnotu po 1 minutě, přičemž saturace se navýšila nad cílové hodnoty také po 40 vteřinách. Saturace se pacientovi ustálila v rozmezí definovaném ventilátorem až po 4 až 5 minutách po započetí vystavení obou desaturací. Náš pacient strávil téměř 4 minuty mimo cílový rozsah při silné desaturaci a 4 minuty a 30 vteřin při velmi silné desaturaci.

Na Obrázcích 19 a 22 je zobrazeny změny tepové frekvence při silné a velmi silné desaturaci. Při silné desaturaci se tepová frekvence zvyšovala již při snižování saturace v rámci cílového rozsahu. Tepová frekvence stoupla až na 80 bpm. Při velmi silné desaturaci se tepová frekvence začala navyšovat téměř současně s okamžikem, kdy saturace klesla pod cílový rozsah. Tepová frekvence stoupla až na 83 bpm. Po ukončení působení obou desaturací se tepové frekvence rychle vrátily na původní hodnoty před desaturacemi.

Z uvedených grafů v kapitole Výsledky měření se simulátorem HPS je též patrný fakt, že po změření saturace nastává několikavteřinová prodleva, než na tuto informaci zareaguje



ventilátor optimální frakcí. Z grafů je také vidět, že po zvýšení či snížení frakce chvilku trvá, než se tato koncentrace projeví v krvi jako PaO<sub>2</sub>.

Ve studii *Doba potřebná pro účinnou titraci FiO<sub>2</sub> u nedonošených novorozenců: Srovnání*, jejíž autoři jsou Maria Wilinska MD, Ph.D., Thomas Bachman, MS a Janusz Swietlinski, MD, Ph.D., DSc. došli autoři k závěru, že by využití automatizovaného systému u nejméně stabilních pacientů vyžadovalo 10 minut péče zdravotnického personálu za hodinu. U manuálních postupů by tato doba byla 30–45 minut. Také dospěli k názoru, že u novorozenců s častými závažnými desaturacemi umístěnými na JIP jsou časové nároky s optimálním řízením saturace bez automatické kontroly nepraktické, naproti tomu u stabilnějších novorozenců nejsou časové úspory získané automatizovanou kontrolou významné a její jedinou výhodou by byla zlepšená kontrola SpO<sub>2</sub>.

„Je nutné uvědomit si, že automatizovaný systém není autopilot, ale vyžaduje spíše dohled [17].“

Tato práce se shoduje s názorem, výhodné a dobré kontroly SpO<sub>2</sub> a rychlé reakce na stav desaturace, analyzovaným ve výše uvedené studii s využitím automatizovaného systému CLiO<sub>2</sub>.

## 6 Závěr

Cílem práce byla demonstrace automatického řízení ventilátoru se simulátory životních funkcí a realizace zpětnovazebního řízení ventilátoru. Demonstraci jsme provedli pomocí ventilátoru Avea s využitím automatizovaného systému CLiO<sub>2</sub> a patientského simulátoru HPS. Umělému pacientovi jsme přivodili dvě „apnoické pauzy“. Uskutečnili jsme tedy dvě měření s různými úrovněmi desaturace. Při první úrovni desaturace kleslo SpO<sub>2</sub> pod 80 %, při druhé desaturaci kleslo SpO<sub>2</sub> pod 70 %. Ventilátor na pokles saturace reagoval odpovídajícími hodnotami frakce, která se při silné desaturaci dostala na 65 % a při velmi silné desaturaci až na 86 %. Saturace se pacientovi ustálila v cílovém rozmezí až po 4–5 minutách, přičemž náš pacient strávil téměř 4 minuty mimo cílové hodnoty při silné desaturaci a 4 minuty a 30 vteřin při velmi silné desaturaci.

Na základě realizace této práce vznikla výuková úloha založená na vytvořeném scénáři.

Případným řešením problému, který v práci nastal, shledávám externí využití simulátoru BabySim (CAE Healthcare), případně simulátoru HPS PediaSim (CAE Healthcare) namísto simulátoru dospělého pacienta HPS.

## Seznam použité literatury

- [1] Problematika péče o předčasně narozené novorozence. *Zdraví E15* [online]. 2002 [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/problematika-pecce-o-predcasne-narozene-novorozence-147167>
- [2] Předčasně narozené děti. DOKOUPILOVÁ, Milena. *Babyweb.cz* [online]. 2013 [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.babyweb.cz/predcasne-narozene-deti>
- [3] KOBZOVÁ, Veronika. *Nedonošené děti*. Brno, 2007. Dostupné také z: [https://is.muni.cz/th/135828/pedf\\_b/Rizikovy\\_novorozenec.pdf](https://is.muni.cz/th/135828/pedf_b/Rizikovy_novorozenec.pdf). Bakalářská práce. Masarykova univerzita.
- [4] DORT, Jiří, Eva DORTOVÁ a Petr JEHLIČKA. *Neonatologie*. 2. vydání. Praha: Karolinum, 2013. ISBN 978-80-246-2253-8.
- [5] LEIFER, Gloria. *Úvod do porodnického a pediatrického ošetřovatelství*. 1. vydání. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0668-7.
- [6] FENDRYCHOVÁ, Bc. Jaroslava, MUDr. Miroslava JANKOVÁ, MUDr. Marie RYŠAVÁ a MUDr. Ondřej RYBNÍČEK. DLOUHODOBÁ PÉČE O DÍTĚ S BRONCHOPULMONÁLNÍ DYSPLÁZIÍ. *Pediatric pro praxi*. 2001, 240-242. ISSN 1803-5264. Dostupné také z: <http://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2001/05/11.pdf>
- [7] Syndrom dechové tísně novorozenců, nedostatek surfaktantu – příznaky, projevy, symptomy. ŠNAJDR, MUDr. Milan. *Příznaky a projevy nemocí* [online]. 2012 [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.priznaky-projevy.cz/pediatric/syndrom-dechove-tisne-u-novorozencu-nedostatek-surfaktantu-priznaky-projevy-symptomy>
- [8] Úvod do problematiky umělé plicní ventilace. *ČVUT FBMI* [online]. [cit. 2016-04-27]. Dostupné z: <https://predmety.fbmi.cvut.cz/cs/17PBBLPZ2>
- [9] *Nejdůležitější specifika KPR u dětí* [online]. [cit. 2016-04-27]. Dostupné z: <http://www.resuscitace.cz/wp-content/uploads/2011/07/4-2-Resuscitace-u-d%C4%9Bt%C3%AD-%E2%80%93-nov%C3%A1-doporu%C4%8Den%C3%AD-2010-Bla%C5%BEk.pdf>
- [10] Insuflace. *Slovník cizích slov* [online]. [cit. 2016-04-05]. Dostupné z: <http://slovník-cizich-slov.abz.cz/web.php/slovo/insuflace>

- [11] ZOBAN, P. a J. BIOLEK. Léčba kyslíkem. *Moderní babičtví 18*. 2009. ISSN 1214-5572. Dostupné také z: <http://www.levret.cz/publikace/casopisy/mb/2009-18/?pdf=100>
- [12] Oxygenoterapie. *Multimediální trenažér plánování ošetrovatelské péče* [online]. [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://ose.zshk.cz/vyuka/terapie.aspx?tid=101>
- [13] Kyslík v organismu. In: *Ústav patologické fyziologie LF MU* [online]. [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: [http://www.med.muni.cz/patfyz/nut1011/10\\_1\\_4.pdf](http://www.med.muni.cz/patfyz/nut1011/10_1_4.pdf)
- [14] Kyslíková léčba. *Sestřička.com* [online]. 2013 [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://sestricka.com/kyslikova-lecba>
- [15] Pulzní oxymetr. *Letecký lékař* [online]. [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.leteckylekar.cz/kapitoly-z-letecke-mediciny/72-pulzni-oxymetr.html>
- [16] Co je oxidační stres? *Sportvital* [online]. [cit. 2016-04-05]. Dostupné z: <http://www.sportvital.cz/zdravi/vyziva-a-zdravi/nutraceutika-a-vyzivove-doplanky/co-je-oxidacni-stres/>
- [17] WILINSKA, MD, PhD, Maria, Thomas BACHMAN, MS a Janusz SWIETLINSKI, MD, PhD, DSc. Time Required for Effective FiO<sub>2</sub>-Titration in Preterm Infants: a Comparison. *Respiratory Therapy*. 2012, (Vol. 7 No. 5), 71-73. Dostupné také z: <http://www.respiratorytherapy.ca/pdf/RT-7-5-ON12-R8-web.pdf>
- [18] *Avea® Auto-FiO<sub>2</sub> Option (CLiO<sub>2</sub>™): Operator's manual appendix* [online]. [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: [http://www.carefusion.in/Documents/international/guides/user-guides/respiratory-care/mechanical-ventilation/RC\\_Avea-Auto-FiO<sub>2</sub>-Option-CLiO-2\\_UG\\_EN.pdf](http://www.carefusion.in/Documents/international/guides/user-guides/respiratory-care/mechanical-ventilation/RC_Avea-Auto-FiO2-Option-CLiO-2_UG_EN.pdf)
- [19] AVEA® Ventilator with CLiO<sub>2</sub>™. *BD* [online]. [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.carefusion.co.za/our-products/respiratory-care/mechanical-ventilation/adult-paediatric-ventilation-solutions/avea-ventilator/avea-ventilator-with-clio2>
- [20] *Ventilační systém AVEA, CareFusion: Uživatelský manuál.*
- [21] Plicní ventilátor Avea, Carefusion. *Cheirón* [online]. [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.cheiron.eu/blog/product/plicni-ventilator-avea/>
- [22] ProSim 8. *Blue Panther* [online]. [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.blue-panther.cz/prosim-8>

- [23] ProSim 8 Vital Signs Patient Simulator. *Fluke Biomedical* [online]. [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://flukebiomedical.com/biomedical/usen/patient-simulators/prosim-8-vital-signs-patient-simulator.htm?pid=72624>
- [24] HOZMAN, Jiří. Vědecký tým „Pacientská simulace“. *Technicall*. 2014. Dostupné také z: [https://www.fbmi.cvut.cz/files/nodes/10281/public/Technicall\\_jaro14\\_str26.pdf](https://www.fbmi.cvut.cz/files/nodes/10281/public/Technicall_jaro14_str26.pdf)
- [25] KOFRÁNEK, Jiří a Jiří HOZMAN. *Pacientské simulátory*. Praha: Creative Connections s.r.o., 2013. ISBN 978-80-904326-6-6.
- [26] *HPS with müse, CAE Healthcare: Human Patient Simulator® (HPS ®) Software and User Guide*.
- [27] HPS Human Patient Simulator. *CAE Healthcare* [online]. [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.caehealthcare.com/patient-simulators/hps-human-patient-simulator>
- [28] OX-1 OxSim® Optical SpO2 Pulse Oximeter Simulator. *Pronk Technologies* [online]. [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <http://www.pronktech.com/product/ox-1-oxsim-miniaturized-optical-spo2-pulse-oximeter-tester/>
- [29] *LAMI Promed* [online]. [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: <http://www.lamipromed.cz/zbozi/masimo-lncs-neo-3-spo-jednorazovy-senzor-pro-novorozence/>
- [30] Masimo SET Sensory a Kably. *LHLS.r.o* [online]. [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: <http://www.lhlsro.cz/masimo-set-sensory-kably.php>
- [31] RÁFL, Jakub a Karel ROUBÍK. Fyzické modely respirační soustavy a možnosti jejich v. *Lékař a technika*. 2009. Dostupné také z: [http://ventilation.fbmi.cvut.cz/wp-content/uploads/2015/10/LaT\\_1\\_09\\_fyzickemodely.pdf](http://ventilation.fbmi.cvut.cz/wp-content/uploads/2015/10/LaT_1_09_fyzickemodely.pdf)
- [32] SmartLung™ Infant Testlung. *Imtmedical* [online]. [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: <http://www.imtmedical.com/en-us/products/testlungs/Pages/index.aspx>
- [33] Spánková apnoe. *Postgraduální medicína* [online]. [cit. 2016-04-27]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/spankova-apnoe-474122>

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1:</b> Senzor umístěný na noze novorozence. Zdroj: [5].	9
<b>Obrázek 2:</b> Modul pulzního oxymetru umístěný na ventilátoru. Zdroj: [19].	10
<b>Obrázek 3:</b> Znázornění stavů nasycení krve kyslíkem. Zdroj: Autor.	11
<b>Obrázek 4:</b> Schéma zpětné vazby. Zdroj: Autor.	11
<b>Obrázek 5:</b> Srovnání stability novorozenců s téměř stejnou porodní hmotností a gestačním věkem (27. týden). Zdroj: [17].	12
<b>Obrázek 6:</b> Plicní ventilátor Avea, CareFusion, USA. Zdroj: [21].	14
<b>Obrázek 7:</b> Simulátor vitálních funkcí ProSim 8, Fluke Biomedical [23].	15
<b>Obrázek 8:</b> Pacientský simulátor HPS, CAE Healthcare [27].	16
<b>Obrázek 9:</b> OxSim SpO <sub>2</sub> Simulator, Pronk Technologies [28].	17
<b>Obrázek 10:</b> Senzor Masimo LNCS Neo a pacientský kabel LNC – 10 [29, 30].	17
<b>Obrázek 11:</b> Model plic SmartLung Infant, Imtmedical [32].	18
<b>Obrázek 12:</b> Povolení pulzního oxymetru na ventilátoru Avea. Zdroj: Autor.	19
<b>Obrázek 13:</b> Nastavení Auto FiO <sub>2</sub> a limitních hodnot. Zdroj: Autor.	20
<b>Obrázek 14:</b> Realizace propojení přístrojů pro demonstraci zpětnovazebního řízení ventilátoru se simulátorem HPS. Zdroj: Autor.	22
<b>Obrázek 15:</b> Graf závislosti FiO <sub>2</sub> na nastavené sekvenci SpO <sub>2</sub> v čase. Křivky vykazují deset hodnot po čase 45 sekund. Červená křivka reprezentuje hodnoty SpO <sub>2</sub> v procentech. Modrá křivka reprezentuje hodnoty FiO <sub>2</sub> v procentech.	23
<b>Obrázek 16:</b> Graf závislosti FiO <sub>2</sub> na kolísajících hodnotách SpO <sub>2</sub> v čase. Křivky vykazují deset hodnot po čase 45 sekund. Červená křivka reprezentuje hodnoty SpO <sub>2</sub> v procentech. Modrá křivka reprezentuje hodnoty FiO <sub>2</sub> v procentech. Vyznačená barevná oblast vymezuje cílové hodnoty saturace.	24
<b>Obrázek 17:</b> Graf závislosti FiO <sub>2</sub> na hodnotách SpO <sub>2</sub> v čase při silné desaturaci. Modrá křivka reprezentuje hodnoty FiO <sub>2</sub> v procentech, červená křivka reprezentuje hodnoty SpO <sub>2</sub> v procentech. Souvislá barevná plocha vymezuje horní a dolní hranice saturace nastavené na ventilátoru. Svislá modrá čára vyznačuje úsek zpoždění ventilátoru na probíhající pokles saturace od opuštění saturace z cílového rozsahu. Reakce ventilátoru přišla po 15 vteřinách. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající desaturace, která trvala 1 minutu a 40 vteřin.	26
<b>Obrázek 18:</b> Graf průběhu parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi v čase při silné desaturaci. Souvislá barevná plocha vymezuje normální hodnoty tlaku. Modrá svislá čára vyznačuje zpoždění PaO <sub>2</sub> za FiO <sub>2</sub> , které činilo 5 vteřin.	26
<b>Obrázek 19:</b> Graf měnící se tepové frekvence HR v čase. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající silné desaturace.	27
<b>Obrázek 20:</b> Graf závislosti FiO <sub>2</sub> na hodnotách SpO <sub>2</sub> v čase při velmi silné desaturaci. Modrá křivka reprezentuje hodnoty FiO <sub>2</sub> v procentech, červená křivka reprezentuje hodnoty SpO <sub>2</sub> v procentech. Souvislá barevná plocha vymezuje horní a dolní hranice saturace nastavené na ventilátoru. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající desaturace, která trvala 1 minutu a 55 sekund.	29

<b>Obrázek 21:</b> Graf průběhu parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi v čase při velmi silné desaturaci. Souvislá barevná plocha vymezuje normální hodnoty tlaku. Modrá svislá čára vyznačuje zpoždění PaO <sub>2</sub> za FiO <sub>2</sub> , které činilo 5 vteřin. ....	29
<b>Obrázek 22:</b> Graf měnící se tepové frekvence HR v čase. Svislé červené čáry vyznačují úsek probíhající velmi silné desaturace. ....	30
<b>Obrázek 23:</b> Prostředí pro výběr oblasti k nastavování parametrů. Zdroj: Autor. ....	42
<b>Obrázek 24:</b> Prostředí pro nastavování parametrů. Zdroj: Autor. ....	42
<b>Obrázek 25:</b> Prostředí pro nastavování rozšířených parametrů. Zdroj: Autor. ....	43
<b>Obrázek 26:</b> Volba typu pacienta. Zdroj: Autor. ....	43
<b>Obrázek 27:</b> Ukázky poskytovaných scénářů v prostředí Müse. Zdroj: Autor. ....	44

# Seznam tabulek

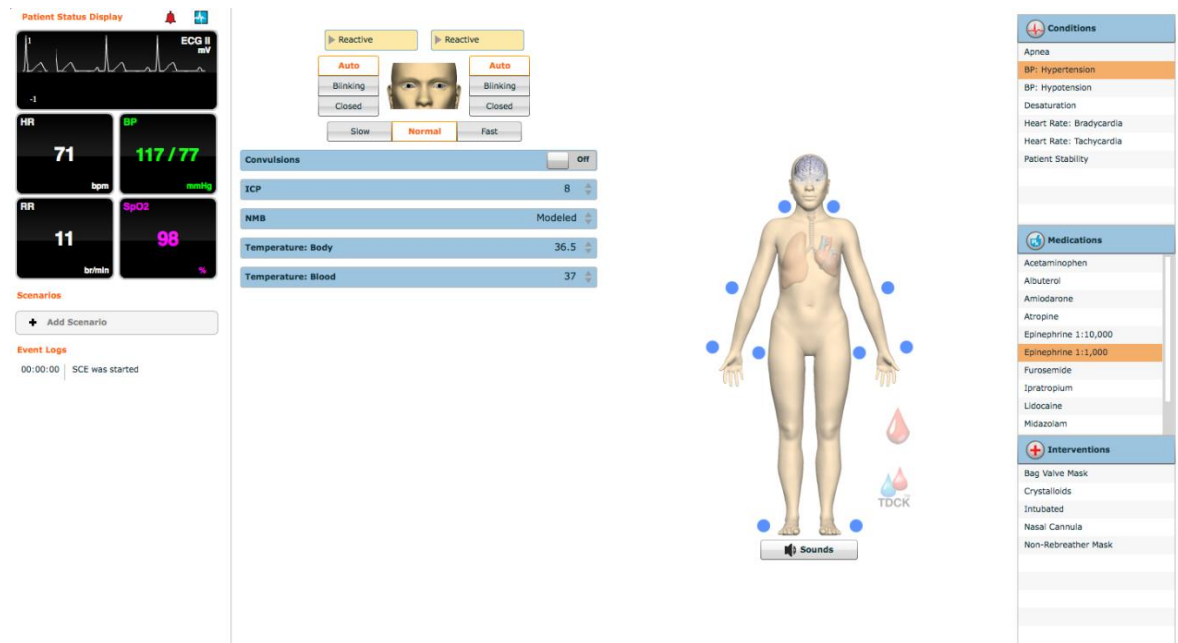
<b>Tabulka 1:</b> Tabulka nastavovaných hodnot při UPV v režimu objemově řízené ventilace [9].....	5
<b>Tabulka 2:</b> Novorozenecké hodnoty považované za normální [9].....	7
<b>Tabulka 3:</b> Tabulka cílových hodnot SpO <sub>2</sub> [10].....	8
<b>Tabulka 4:</b> Hodnoty, kterými se projevuje figurína dospělého pacienta.....	16
<b>Tabulka 5:</b> Parametry nastavené na ventilátoru při objemově řízené ventilaci.....	20
<b>Tabulka 6:</b> Parametry nastavené na simulátoru HPS. ....	21
<b>Tabulka 7:</b> Hodnoty nastavené sekvence SpO <sub>2</sub> s odpovídajícími hodnoty FiO <sub>2</sub> .....	23
<b>Tabulka 8:</b> Hodnoty kolísajících SpO <sub>2</sub> s odpovídajícími hodnoty FiO <sub>2</sub> .....	24
<b>Tabulka 9:</b> Tabulka změřených hodnot pro silnou desaturaci.....	25
<b>Tabulka 10:</b> Naměřené tepové frekvence během silné desaturace.....	27
<b>Tabulka 11:</b> Tabulka změřených hodnot pro velmi silnou desaturaci. ....	28
<b>Tabulka 12:</b> Naměřené tepové frekvence během velmi silné desaturace.....	30



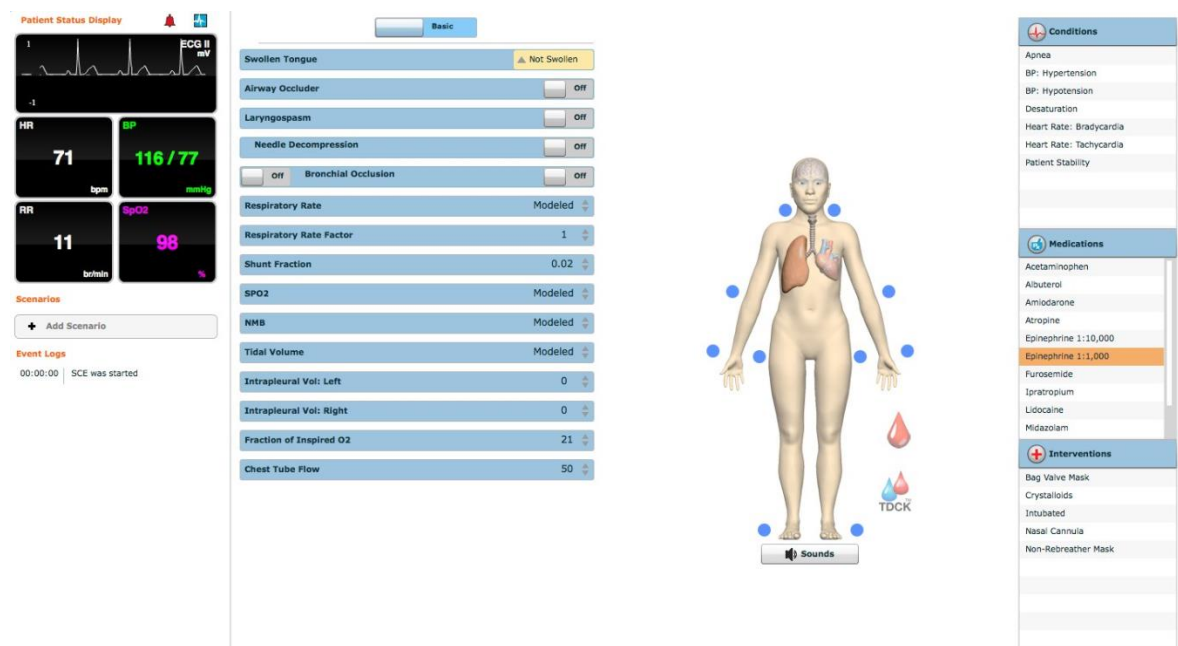
# Seznam příloh

**Příloha A:** Softwarové prostředí Müse

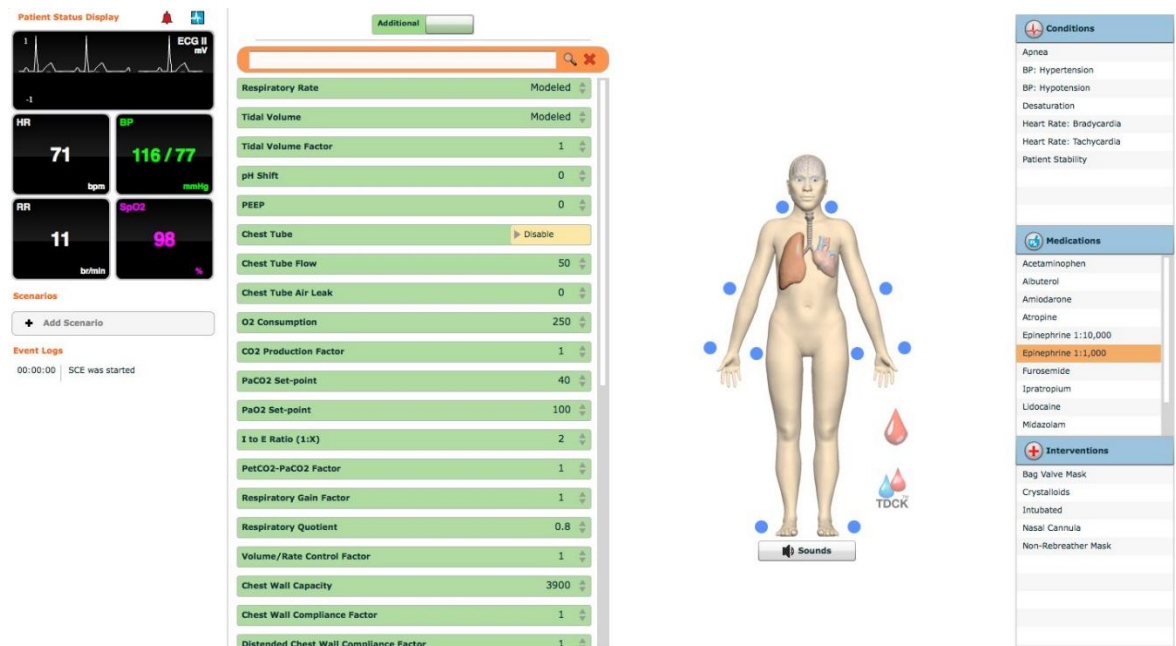
## Příloha A: Softwarové prostředí Müse



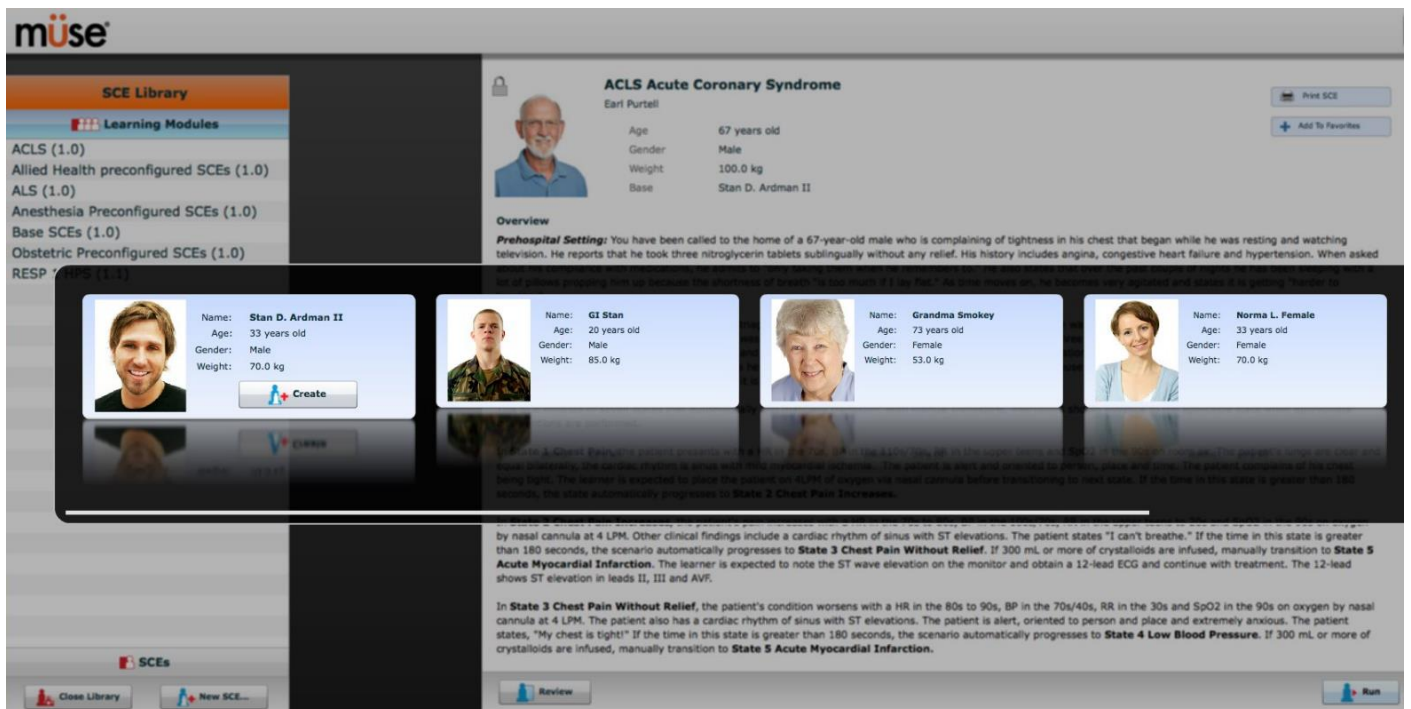
Obrázek 23: Prostředí pro výběr oblasti k nastavování parametrů. Zdroj: Autor.



Obrázek 24: Prostředí pro nastavování parametrů. Zdroj: Autor.



Obrázek 25: Prostředí pro nastavování rozšířených parametrů. Zdroj: Autor.



Obrázek 26: Volba typu pacienta. Zdroj: Autor.

Running Now Recent Favorites All

- ACLS Acute Coronary Syndrome**  
Earl Purtell
- ACLS Acute Stroke**  
Arthur Gaddis
- ACLS Asystole**  
John Uselton
- ACLS Bradycardia and Heart Blocks**  
Wesley Beale
- ACLS Pulseless Electrical Activity**  
Tiffany Hecht
- ACLS Pulseless Ventricular Tachycardia an...**  
Leon Fretwell
- ACLS Respiratory Arrest**  
Kyle Witten
- ACLS Supraventricular Tachycardia**  
Joel Ledesma
- ACLS Ventricular Fibrillation AED**  
Floyd Fuhrman
- ACLS Ventricular Tachycardia**  
Dolores Etherton
- ALS Acute Coronary Syndrome**  
Franco Durante

< Page 1 / 11 >

Open Library New SCE...

Running Now Recent Favorites All

- AN03 Cannot Intubate Cannot Ventilate**  
Pam Noel
- AN04 Cardiac Tamponade**  
Ronnie Valverde
- AN05 Emergence Apnea**  
Westley Batch
- AN06 Emergence Hypertension**  
Roland Atkinson
- AN07 Emergence with Laryngospasm**  
Caleb Barnes
- AN08 Emergence with Negative Pressure ...**  
Carl Cawley
- AN09 Total Spinal Anesthesia**  
Albert Nolan
- AN10 Local Anesthetic Toxicity during IV ...**  
Leslie Mathieu
- AN11 Sympathectomy due to Epidural Ane...**  
Keith Backman
- AN12 Hypoxia due to Bronchospasm Durin...**  
David Warner
- AN13 Hypoxia due to Atelectasis in the Ob...**  
Randolph Mendiola

< Page 3 / 11 >

Open Library New SCE...

Obrázek 27: Ukázky poskytovaných scénářů v prostředí Muse. Zdroj: Autor.