



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
Katedra biomedicínské techniky

**Vliv parametrů pacienta na variabilitu  
simulace u celotělového simulátoru**

**Effect of the parameters of the patient upon  
the variability of the simulation with  
mannequin**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Květa Válková

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

---

**Kladno 2017**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

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

Student:                   **Květa Válková**  
Obor:                        Biomedicínský technik  
Téma:                       **Vliv parametrů pacienta na variabilitu simulace u celotělového simulátoru**  
Téma anglicky:        Effect of the parameters of the patient upon the variability of the simulation with mannequin

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

Analyzujte možnost volby pacienta a jeho parametrů u celotělového simulátoru. Sestavte scénář, který ovlivní životní funkce pacienta a bude vyžadovat připojení mechanického ventilátoru. Proměřte scénář s různými typy pacientů a variabilitou jejich parametrů. Provedte záznam vybraných životních funkcí a ventilačních parametrů a proveďte jejich analýzu. Zdokumentujte variabilitu analyzovaných parametrů a diskutujte jejich závislost na typu pacienta a jeho parametrech.

Seznam odborné literatury:

- [1] Richard H. Riley, **A Manual of Simulation in Healthcare**, ed. 1st edition, Oxford University Press, 2008, 352 s., ISBN 019920585X  
[2] 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.

Zadání platné do:    11.09.2018  
Vedoucí:                doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
Konzultant:           Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vliv parametrů pacienta na variabilitu simulace u celotělového simulátoru“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně 10. 5. 2017

.....

Květa Válková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Martinu Rožánkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a ochotu při vypracování práce. Poděkování patří i Ing. Petrovi Kudrnovi, Ph.D. za odbornou pomoc při zpracování práce.

## **ABSTRAKT**

### **Vliv parametrů pacienta na variabilitu simulace u celotělového simulátoru**

Cílem bakalářské práce je analyzovat možnost volby typu předdefinovaného pacienta a jeho parametrů životních funkcí u celotělového patientského simulátoru HPS, vybrat scénář simulující onemocnění respirační soustavy, u kterého dojde k zástavě dechu a je nutné připojení mechanického ventilátoru. Součástí práce je i vytvoření vlastního scénáře se zvoleným onemocněním a proměřit ho u různých typů pacientů. Analyzována je variabilita analyzovaných parametrů v závislosti na typu pacienta a jeho parametrech.

K měření scénáře s onemocněním je použit ventilační režim tlakově řízené ventilace. Jsou provedena čtyři odlišná měření: sledování vlivu pohlaví, věku a váhy, váhy po podání léku a monitorace a analýza parametrů vitálních funkcí nově vytvořeného scénáře s mechanickou ventilací plic.

Vybrané životní funkce, zahrnující srdeční frekvenci, parciální tlak kyslíku a oxidu uhličitého, jsou prezentovány v grafech. Zjištěním práce je, že pohlaví a věk umělého pacienta je pouze vedlejší informací pro anamnézu pacienta. Váha pacienta nemění průběh scénáře, pokud nedojde k podání přesného množství léku.

### **Klíčová slova**

Pacientský simulátor, HPS, CHOPN, Zeus Infinity Empowered, PCV

## **ABSTRACT**

### **Effect of the parameters of the patient upon the variability of the simulation with mannequin.**

The aim of the bachelor thesis is to analyze the possibility of choosing the predefined patient type and parameters of its live signs at patient simulator HPS. Scenario simulating respiratory system disease that leads to a respiratory arrest is selected requiring use of mechanical ventilator. A novel scenario with respiratory system disease is designed and simulation will be conducted for different types of base patients. Finally, the variability of the analyzed parameters is discussed depending on the type of base patient and its parameters.

The ventilation mode of pressure controlled ventilation is used to measure the scenario that simulates selected disease. Four different measurements are performed: monitoring of gender impact, age and weight impact, weight after drug delivery impact, and simulation with newly developed ventilation scenario.

Selected life functions, including heart rate, partial pressure of oxygen and carbon dioxide, are presented in graphs. The finding is that the gender and age of the artificial patient are only ancillary information to the operator. The patient's weight does not change the course of the scenario unless the exact amount of medication is administered.

### **Keywords**

Mannequin, HPS, COPD, Zeus Infinity Empowered, PCV

# Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	8
<b>1 Úvod .....</b>	<b>10</b>
<b>2 Pacientský simulátor .....</b>	<b>12</b>
2.1 Respirační soustava .....	13
2.2 Kardiovaskulární soustava .....	14
2.3 Farmakologická soustava .....	14
2.4 Scénáře .....	15
2.4.1 Nabídka pacientů .....	15
2.4.2 Vybraný scénář .....	16
2.4.3 Vytvořený scénář .....	17
<b>3 Onemocnění CHOPN .....</b>	<b>19</b>
<b>4 Ventilátor .....</b>	<b>21</b>
4.1 Tlakově řízená ventilace.....	22
4.2 Ventilační parametry při měření .....	23
<b>5 Průběh měření.....</b>	<b>24</b>
5.1 Protokol .....	26
<b>6 Výsledky.....</b>	<b>27</b>
6.1 Základní pacienti bez přidaného scénáře .....	27
6.2 Měření faktoru váhy a věku .....	30
6.3 Podání léku .....	33
6.4 Nově vytvořený scénář CHOPN .....	36
<b>7 Diskuse .....</b>	<b>40</b>
<b>8 Závěr .....</b>	<b>44</b>
<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>46</b>
<b>Příloha A: Základní pacienti bez scénáře.....</b>	<b>49</b>
<b>Příloha B: Měření faktoru váhy a věku .....</b>	<b>52</b>
<b>Příloha C: Přidání léku .....</b>	<b>55</b>
<b>Příloha D: Nově vytvořený scénář CHOPN .....</b>	<b>58</b>

# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
<i>BP</i>	mmHg	Krevní tlak
<i>etCO<sub>2</sub></i>	%	Koncentrace oxidu uhličitého na konci výdechu
<i>FEV<sub>1</sub></i>	L	Časová vitální kapacita
<i>FVC</i>	L	Usilovná vitální kapacita
<i>HR</i>	Tepy/min	Srdeční frekvence
<i>PaCO<sub>2</sub></i>	mmHg	Parciální tlak oxidu uhličitého v arteriích
<i>PaO<sub>2</sub></i>	mmHg	Parciální tlak kyslíku v arteriích
<i>PACO<sub>2</sub></i>	mmHg	Parciální tlak oxidu uhličitého v alveolách
<i>PAO<sub>2</sub></i>	mmHg	Parciální tlak kyslíku v alveolách
<i>RR</i>	Dechy/min	Dechová frekvence
<i>SpO<sub>2</sub></i>	%	Saturace krve kyslíkem

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
CAE	Kanadská letecká elektronika ( <i>Canadian aviation electronics</i> )
CPAP	pozitivní přetlak po ukončení výdechu ( <i>Continuous positive airway pressure</i> )
DIVA	Přímé vstřikování prchavých anestetik ( <i>Direct injection of volatile agents</i> )
ECS	Simulátor pohotovostní péče ( <i>Emergency care simulator</i> )
EKG	Elektrokardiograf
HPS	Simulátor lidského pacienta ( <i>Human patient simulator</i> )
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
PCV	Tlakově řízená ventilace ( <i>Pressure controlled ventilation</i> )
PEEP	Pozitivní přetlak na konci výdechu ( <i>Positive end-expiratory pressure</i> )
PIP	Maximální inspirační tlak ( <i>Peak inspiratory pressure</i> )
TIVA	Celková intravenózní anestezie ( <i>Total intravenous anesthesia</i> )
UPV	Umělá plicní ventilace



# Seznam obrázků a grafů

## Obrázky:

Obrázek 1: Inteligentní ventilátor Hamilton G5 firmy Hamilton Medical. [4] .....	10
Obrázek 2: Vzájemné propojení kompartmentů. [5] .....	12
Obrázek 3: Simulátor HPS firmy CAE Healthcare. [8].....	13
Obrázek 4: Spirogram zdravého pacienta a pacienta s CHOPN. [15].....	20
Obrázek 5: Anesteziologický přístroj Dräger Zeus Infinity Empowered. [16] .....	21
Obrázek 6: Pracoviště připravené pro měření. Fotografie: Autor. ....	25
Obrázek 7: Manekýn po provedení intubace. Fotografie: Autor. ....	25

## Grafy:

Graf 1: Parciální tlak oxidu uhličitého.....	27
Graf 2: Parciální tlak kyslíku.....	28
Graf 3: Srdeční frekvence.....	28
Graf 4: Střední arteriální tlak.....	29
Graf 5: Parciální tlak oxidu uhličitého.....	30
Graf 6: Parciální tlak kyslíku.....	31
Graf 7: Srdeční frekvence.....	31
Graf 8: Střední arteriální tlak.....	32
Graf 9: Parciální tlak oxidu uhličitého.....	33
Graf 10: Parciální tlak kyslíku.....	34
Graf 11: Srdeční frekvence.....	34
Graf 12: Střední arteriální tlak.....	35
Graf 13: Frekvence dýchání.....	36
Graf 14: Parciální tlak oxidu uhličitého.....	37
Graf 15: Parciální tlak kyslíku.....	37
Graf 16: Saturace krve kyslíkem.....	38
Graf 17: Srdeční frekvence.....	38
Graf 18: Střední arteriální tlak.....	39

# 1 Úvod

Umělá plicní ventilace je využívána již od poloviny 16. století a od této doby prošla řadou zdokonalení. Tato technika slouží k zastoupení spontánního dýchání u lidí s poruchou respiračního systému. „Inteligentní“ ventilátor by měl být schopen na základě zvoleného ventilačního režimu navrhnout optimální parametry ventilace, aby bylo omezeno riziko vzniku barotraumat, volumotraumat či překysličení. [1, 2]

K řízení režimu ventilátorem je potřebná monitorace životních funkcí – zejména  $etCO_2$  (koncentrace oxidu uhličitého na konci výdechu) a  $SpO_2$  (saturace krve kyslíkem). Tyto parametry využívá například přístroj Hamilton G5 (Hamilton Medical, Švýcarsko), viz Obrázek 1. Přizpůsobuje se automaticky potřebám pacienta a umožňuje kombinaci spontánního dýchání s podpůrnou ventilací. V praxi šetří inteligentní ventilátor čas lékařům na jednotkách intenzivní péče či během transportu a umožňuje jim plně se koncentrovat na další potřeby pacienta. [3]



**Obrázek 1:** Inteligentní ventilátor Hamilton G5 firmy Hamilton Medical. [4]

Pro použití těchto plně automatických režimů je nutné znát základní funkční režimy. Dojde-li k selhání, ovlivní to životní funkce pacienta. Důležité je, aby byl lékař schopen selhání rozpoznat a vyřešit, například přechodem na manuálně ovládaný mód. Tyto zkušenosti může získat například použitím patientských simulátorů, které dokáží simulovat různé fyziologické funkce lidského organismu a to jak ve stavu fyziologickém, tak i patologické situace včetně reakcí na podání určitého léku. [5]

Právě díky těmto komplexním modelům lidského těla si mohou například studenti medicíny bez reálného rizika pro pacienta nacvičovat své diagnostické a terapeutické dovednosti. Bylo dokázáno, že pro efektivní výuku je vhodné využít zpětné vazby ve formě detailního rozboru provedené činnosti, tj. včetně rozboru videozáznamu simulace.

V současné době má Fakulta biomedicínského inženýrství k dispozici dva patientské simulátory – Emergency Care Simulator (ECS) a Human patient simulator (HPS) firmy CAE Healthcare (USA). [5, 6]

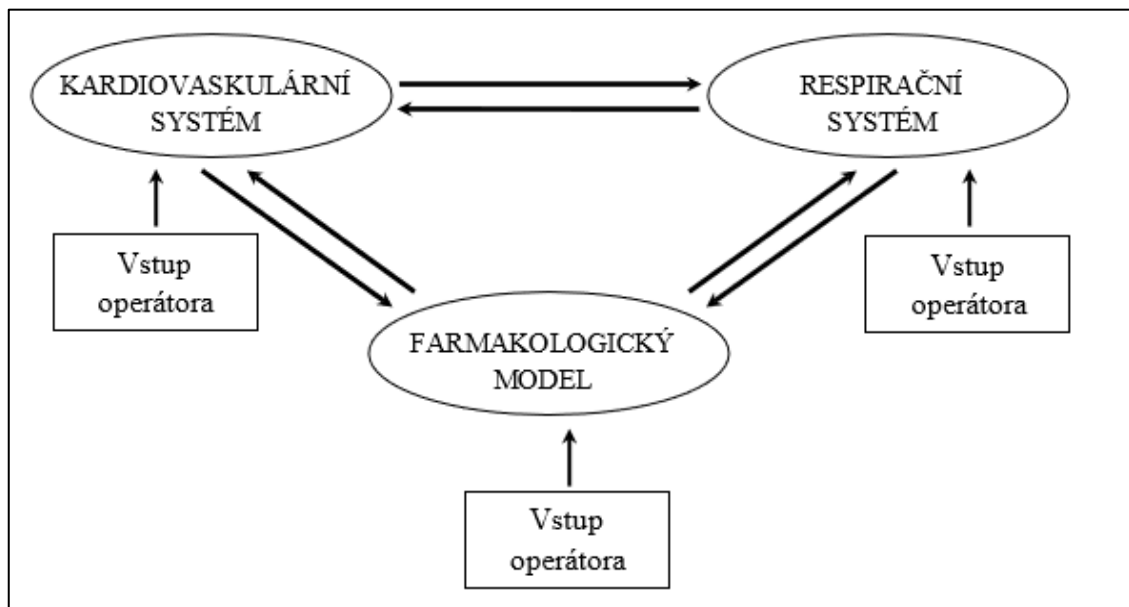
Bakalářská práce se věnuje problematice propojení pacienta s plicním ventilátorem a sledování jejich interakce na základě předvolených parametrů. Po spuštění pacienta je možné na počítači sledovat například parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého v alveolách ( $pAO_2$  a  $pACO_2$ ) i artériích ( $paO_2$  a  $paCO_2$ ). [2]

Cílem bakalářské práce je analyzovat možnost volby typu pacienta a jeho parametrů životních funkcí u celotělového simulátoru, vybrat přednastavené scénáře umělého pacienta, které ovlivňují jeho respirační systém a další životní funkce a vyžadují připojení mechanického ventilátoru. Dále vytvořím vlastní scénář, který bude inspirován onemocněním CHOPN simulovaným u jednoho vybraného scénáře a bude rozdělen do více fází, aby bylo možné pozorovat a diskutovat změny parametrů. Vytvořený scénář proměřím pro různé typy modelových pacientů. Zaznamenám hodnoty vybraných životních funkcí a ventilačních parametrů v průběhu celé simulace a provedu jejich analýzu. Zdokumentuji a okomentuji variabilitu analyzovaných parametrů v závislosti na typu pacienta a jeho parametrech.

## 2 Pacientský simulátor

Simulace bude provedena na pacientském simulátoru HPS (viz obrázek 3). Skládá se z počítače se softwarem MÜSE, který je navržen pro běh na platformě Apple s využitím operačního systému MAC OS X, řídicí jednotky a samotného manekýna (viz Obrázek 2). Software dává uživateli možnost vytvořit si vlastní scénáře nebo použít základní ze systému či ovládat průběh v reálném čase. Model slouží pro praktická cvičení zdravotnického personálu bez rizika pro pacienta. Mezi demonstrativní prvky patří klinické příznaky jako spontánní dýchání, mrkání víček, zástava srdce či dechu. [5, 7]

Simulátor se skládá z počítače, na kterém můžeme nastavovat různé scénáře modelu a ovlivňovat jeho parametry, z řídicí jednotky, která zajišťuje přívod ventilačních plynů, a ze samotného modelu těla, na kterém lze sledovat zvedání hrudníku, hyperventilaci nebo například i tep. Vzhledem k tomu, že se matematický model skládá ze tří vzájemně propojených kompartmentů – kardiovaskulární, respirační a farmakologický (viz Obrázek 2) – lze při změně jednoho kompartmentu pozorovat změny ostatních. [5, 6]



Obrázek 2: Vzájemné propojení kompartmentů. [5]

HPS reaguje na podání vybraných léčiv, připojení lékařských přístrojů – například elektrokardiografu (EKG), pulzního oxymetru, anesteziologického přístroje či ventilátoru pro umělou plicní ventilaci. Model zároveň umožňuje sledování základních fyziologických funkcí (např. tepovou a dechovou frekvenci, teplotu, systolický a diastolický tlak, parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého v alveolách, parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého v artériích, saturaci oxyhemoglobinu, atd.). Během simulace je možné dojít až ke smrti pacienta, ovšem ta je pouze virtuální a úkon lze opakovat stále dokola. To však není z etických důvodů doporučováno. Jednotlivé scénáře mají nastavený časový průběh, čímž nastiňují případy z reálného života, kdy má lékař na správné vyhodnocení situace a rozhodnutí o dalším postupu jen krátký čas. V případě, že neprovede požadovaný úkon včas, scénář se přepne do další fáze, kde dojde ke zhoršení stavu umělého pacienta. [8]



**Obrázek 3:** Simulátor HPS firmy CAE Healthcare. [8]

## 2.1 Respirační soustava

Respirační soustava se skládá z horních a dolních dýchacích cest. Horní dýchací cesty modelu anatomicky odpovídají dýchacímu ústrojí dospělého člověka (ústní část hltanu, nosohltan a hrtan) a může být tedy prováděna přímá laryngoskopie stejně jako orální tracheální intubace, kdy je endotracheální kanyla zavedena do průdušnice, či nasální tracheální intubace, kdy kanyla vede nosem simulátoru. Dolní dýchací cesty se skládají z průdušnice, průdušek a plic. [9]

Plice mají realistický rozsah dechových objemů a funkční reziduální kapacitu. Spotřebovávají dodávaný kyslík a produkují oxid uhličitý. [5]

Za standardních podmínek probíhá u umělého pacienta spontánní dýchání, při kterém je udržována hodnota  $paCO_2$  přibližně 40 mmHg (ovšem závisí na volbě pacienta). Dále systém nabízí mechanický respirační režim.

Simulátor dále dovede demonstrovat některé komplikace, které mohou při ventilaci nastat. Konkrétně jde o zavedení kanyly při intubaci hlouběji až do jedné průdušky, kdy je ventilována jedna plíce a zvedá se pouze daná strana hrudníku. Dalším problémem může být špatné zavedení kanyly do jícnu a následné roztažení žaludku. [5, 8]

## **2.2 Kardiiovaskulární soustava**

Kardiiovaskulární soustava umožňuje nastavení fyziologické i patologické srdeční aktivity, jejíž ozvy je možné na figuríně slyšet pomocí stetoskopu. Dále je možné nahmatat pulz na manekýnovi v oblasti krku, zápěstí, stehna, podkolenní jamky a chodidla. Také je možné připojit 5-svodové EKG, měřit invazivně i neinvazivně krevní tlak. [6, 9]

Na monitoru je možné pozorovat parametry jako je pH,  $p\text{aO}_2$ ,  $p\text{aCO}_2$ ,  $p\text{AO}_2$ ,  $p\text{ACO}_2$ , srdeční frekvenci a jiné. [5, 8]

## **2.3 Farmakologická soustava**

Farmakologická soustava obsahuje více než padesát druhů léků, na které umělý pacient reaguje. Jednou z možností je simulace podání léčiva pomocí počítače. Druhou možností je využití jednoho ze tří přístupových bodů na těle manekýna, kdy je intravenózně podán lék. Nejde ovšem o skutečný lék, pouze o destilovanou vodu, aby nedošlo k poškození vnitřního oběhu. Identifikace podaného léku probíhá pomocí čárového kódu na jeho obalu a podané množství je měřeno průtokoměrem. [5, 8]

## 2.4 Scénáře

K simulátoru je možné dokoupit různé další scénáře, které simulují různá onemocnění a díky nastavenému algoritmu jsou schopny reagovat na poskytnutou pomoc a mění snímané parametry v závislosti na podané léčbě. Scénář je tedy soubor příkazů, které modelu dávají pokyny, nebo mění jeho chování formou reakce či odezvy. Nicméně i přes precizní přípravu těchto scénářů je pro některá měření nutné změnit nastavené hodnoty. Přímou ve scénáři je možné upravit parametry jako je spotřeba kyslíku, systolický a diastolický tlak nebo žádané hodnoty  $paO_2$  a  $paCO_2$ . Zároveň je možné vytvořit zcela nový scénář dle potřeby.

Existuje mnoho typů scénářů. Jde jak o běžné problémy, tak i o situace přímo ohrožující život pacienta. Ti se také liší věkem, váhou, pohlavím či předepsanými léky. Z řad respiračních problémů mezi scénáři můžeme nalézt atelektázu, ventilový či tenzní pneumotorax, astma, spánkovou apnoe, CHOPN, atd. [8, 10]

### 2.4.1 Nabídka pacientů

Pro spuštění simulace je nutné mít definovaný typ pacienta. Jednou z možností je spustit scénář s již připraveným pacientem nebo ke scénáři pacienta vložit. V systému je již několik předvolených pacientů. Konfigurace pacientů je možné pozměnit dle potřeb měřící osoby. Fyzicky je možná změna pohlaví výměnou genitálií.

Každý z pacientů je nadefinován řadou parametrů (viz Tabulka 2). Některé tyto parametry je možné v určitém rozmezí libovolně měnit, některé jsou namodelované výrobcem a není možné do nich přímo zasahovat. Ovšem i tyto parametry lze ovlivnit pomocí parametrů ze scénáře onemocnění. [5, 9]

**Tabulka 1:** Základní pacienti a jejich základní charakterizace. [9]

Pohlaví	Jméno	Věk (roky)	Váha (kg)	Zdravotní stav
Muž	Stan D. Ardman	33	70	Zdravý
	GI Stan	20	85	Zdravý, hypertermický, hypermetabolický
	Stanley A. Wreck	61	100	hypertenzní
Žena	Grandma Smokey	73	53	Kuřačka, lehká hypertenze
	Norma L. Female	33	70	Zdravá
	Stannette Momtobe	29	90	Těhotná

**Tabulka 2:** Neměnitelné parametry charakterizující jednotlivé typy pacientů. [9]

Jméno	Spotřeba O <sub>2</sub> (mL/min)	PaCO <sub>2</sub> Set-point (mmHg)	PaO <sub>2</sub> Set-point (mmHg)	SBP/DBP (mmHg)
Stan D. Ardman	250	40,0	100,0	112/72
GI Stan	425	40,0	96,1	109/69
Stanley A. Wreck	375	40,5	77,0	200/88
Grandma Smokey	275	24,0	61,0	151/91
Norma L. Female	250	40,0	100,0	112/72
Stannette Momtobe	450	38,4	98,7	112/52

## 2.4.2 Vybraný scénář

Pro své měření použijí přednastavený scénář CHOPN – zhoršení se zástavou dechu. Simulovaným pacientem, u kterého dojde k dýchacím potížím, je Grandma Smokey (viz Tabulka 1). Celý scénář je rozdělen do sedmi fází: [9, 10]



Fáze 1 – počátek: tepová frekvence (HR) se pohybuje kolem 130 tepů/min, dechová frekvence (RR) kolem 35–40 dechů/min, krevní tlak (BP) je přibližně 160/90 mmHg, SpO<sub>2</sub> má hodnotu lehce nad 80 %

Fáze 2 – lehké zlepšení: HR – kolem 130 tepů/min, RR – 35–40 dechů/min, BP – přibližně 150/90, SpO<sub>2</sub> – nad 80 %

Fáze 3 – pokračování zlepšení: HR – 110–125 tepů/min, RR – kolem 30 dechů/min, BP klesá na hodnotu kolem 140/80 mmHg a SpO<sub>2</sub> – nárůst nad 90 %

Fáze 4 – návrat k horšímu stavu: viz fáze 1

Fáze 5 – zhoršení: HR – kolem 140 tepů/min, RR – nad 40 dechů/min, BP – 160–170/100 mmHg, SpO<sub>2</sub> – nad hranicí 80 %

Fáze 6 – selhání dechu: HR – kolem 140–150 tepů/min, RR – 0 dechů/min kvůli zástavě dechu, BP – 90–100/50 mmHg, SpO<sub>2</sub> – hodnota kolem 70 % a klesá

Fáze 7 – zlepšování po intubaci a ventilaci: HR – kolem 130 tepů/min, RR – podle nastavení ventilátoru, BP – kolem 100/50 mmHg, SpO<sub>2</sub> – nárůst nad 90 %

### **2.4.3 Vytvořený scénář**

Na základě vybraného scénáře simulujícího chronickou obstrukční plicní nemoc jsem vytvořila vlastní scénář, který představuje právě tuto nemoc. Celý scénář je rozčleněn do pěti fází: počáteční stav, zlepšení, přitížení, zástava dechu a ventilace. Originální scénář s onemocněním CHOPN nevyhovuje mému měření z hlediska vyššího počtu fází. Rozdělení v grafech by bylo nepřehledné a chaotické. Proto jsem vytvořila scénář nový. Také jsem ubrala některé nepotřebné parametry jako například zvuky a mrkání manekýna, jelikož pro mé měření nejsou potřebné.

Díky několika odlišným fázím je možné pozorovat změny měřených parametrů ve více rozdílných situacích a zároveň sledovat jejich propojenost.

Každá fáze vytvořeného scénáře se skládá z navolených parametrů (viz Tabulka 3), které ovlivňují chování pacienta a změnu jeho fyziologických parametrů.

Některé navolené hodnoty (např. tepový či dechový faktor) slouží jako koeficient, kterým se vynásobí namodelované parametry pacientů, které nejdou pozměnit přímo.

V poslední fázi scénáře, kde je simulována zástava dechu, je kromě dechového faktoru nastavena i 100% neuromuskulární (nervosvalová) blokáda. Tato blokáda způsobí ukončení svalové činnosti nutné pro dýchání.

**Tabulka 3:** Příklad navolených parametrů u nového scénáře CHOPN.

<b>Fáze</b>	<b>Spotřeba kyslíku (ml/min)</b>	<b>Tepový faktor</b>	<b>Dechový faktor</b>	<b>Střední tlak (mmHg)</b>
Počáteční stav	800	1,6	1,5	60–160
Zlepšení	750	1,7	1,3	60–130
Přetížení	800	1,7	1,5	80–170
Zástava dechu	850	1,7	1,5	40–120
Ventilace	750	1,5	0,0	100–160

### 3 Onemocnění CHOPN

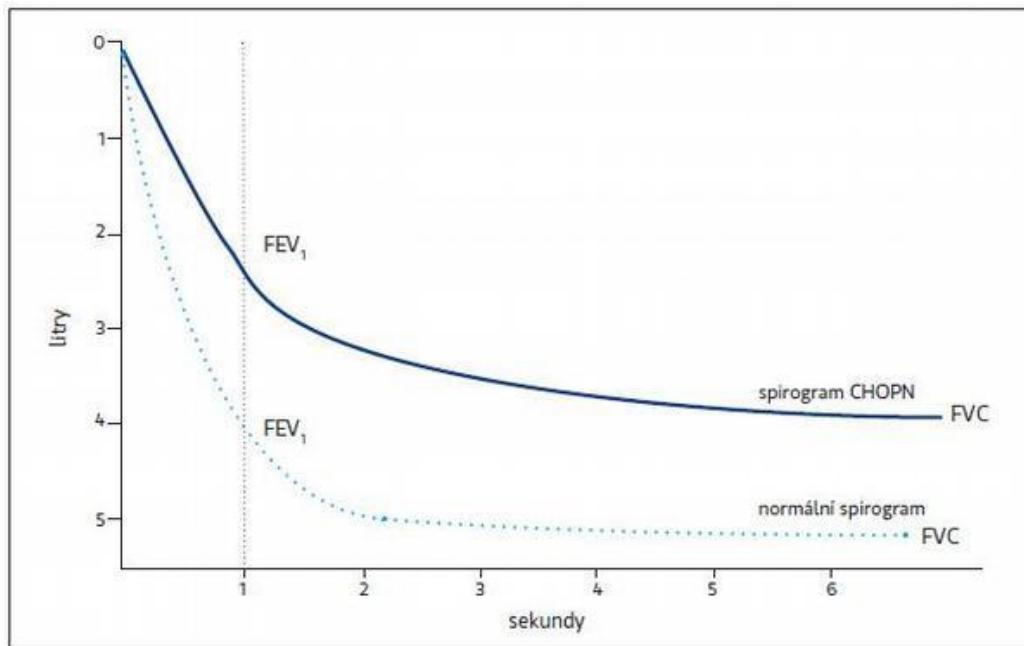
Chronická obstrukční plicní nemoc (CHOPN) je dlouhodobé (chronické) onemocnění respiračního systému způsobené nedostatečným průtokem vzduchu v průduškách (tzv. bronchiální obstrukce). Tento problém může být částečně vratný či zcela nevratný. Omezení průtoku bývá způsobeno vdechnutím škodlivin, které vyvolají vysokou zánětlivou reakci. Běžně se při CHOPN vyskytuje také rozedma plic (emfyzém) a chronická bronchitida, což je zánět postihující stěny bronchiolů, kterými se dostává vzduch dovnitř a ven z plic [11]. Onemocnění se dělí na čtyři stadia (I - lehké stadium, II - středně těžké stadium, III - těžké stadium, IV - velmi těžké stadium).

Nejčastější příčinou je aktivní, ale i pasivní kouření cigaret. CHOPN se projeví přibližně u 20 % aktivních kuřáků. Vliv má i znečištění prostředí (chemikálie, prach) nebo genetické predispozice či věk. [12]

Počátek onemocnění je nenápadný a vývoj je pomalý (až desítky let). Osoba postižená touto nemocí může mít dlouhodobé zhoršující se obtíže při dýchání, s čímž může souviset i vyšší dechová frekvence. Dalšími příznaky nemoci je dušnost, kašel či vykašlávání hlenů, cyanóza (modrání rtů a nehtů). Zároveň může dojít ke zhoršení fyzické výdrže. Mezi možné komplikace patří deprese z důvodu nutného omezení některých činností, větší náchylnost k infekci dýchacích cest, zvýšení krevního tlaku, problémy se srdcem a rakovina plic. [11]

Běžnými testy při diagnostice CHOPN je funkční vyšetření plic (spirometrie), během které se měří dva parametry: FEV<sub>1</sub> (časová vitální kapacita), což je objem vydechnutého vzduchu během první vteřiny a FVC (usilovná vitální kapacita), což je maximální objem celkově vydechnutého vzduchu (viz Obrázek 4). Následně se spočítá a vyhodnotí jejich poměr. [12, 13]

Další možností je bronchodilatační test, rentgen hrudníku (který odhalí emfyzém), vyšetření pomocí počítačové tomografie, ultrazvuk, analýza krevních plynů (schopnost plic zásobovat krev kyslíkem) a případně i méně vypovídající zátěžové testy. [11, 12, 14]



**Obrázek 4:** Spirogram zdravého pacienta a pacienta s CHOPN. [15]

Nejdůležitějším krokem k uzdravení je okamžité ukončení kouření. Následná léčba se skládá z předepsání léků na rozšíření průdušek (tzv. bronchodilatancia), léků na rozpouštění hlenů a usnadnění vykašlávání, protizánětlivých léků případně antibiotik. Dalšími možnostmi je dechová rehabilitace či terapie kyslíkem (oxygenoterapie). [14]

## 4 Ventilátor

V laboratoři Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT je k dispozici anesteziologický přístroj Zeus Infinity Empowered (Dräger Medical, Německo), viz Obrázek 5, jehož součástí je i ventilátor s turbínovým pohonem a monitorem pro jeho ovládání a zobrazení měřených parametrů a křivek. Turbínový ventilační systém TurboVent může podporovat spontánní dýchání bez ohledu na režim, který je použit a zajistit téměř neomezený inspirační průtok. Ventilaci je možné přizpůsobit nejen dospělým osobám, ale i dětem a novorozencům. [16]



**Obrázek 5:** Anesteziologický přístroj Dräger Zeus Infinity Empowered. [16]

System zahrnuje nejen přímé vstřikování prchavých anestetik (tzv. DIVA – direct injection of volatile agents), ale i celkovou intravenózní anestezii (tzv. TIVA – total intravenous anesthesia). Monitorování probíhá v reálném čase s možností zobrazení sedmi křivek: CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, prchavého anestetika, tlaku dýchání, inspiračního a expiračního průtoku nebo objemu. [16]

Dále zobrazuje následující parametry a výstrahy: kontrola inspiračních a expiračních koncentrací O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, CO<sub>2</sub> a prchavých anestetik, minutový objem, dechový objem, dechová frekvence, špičkový průtok, plateau, inspirační a expirační průtok, střední tlak dýchání a PEEP. [17]

Provozní režimy ventilace: [17]

- spontánní ventilace
- objemový režim
- objemový režim s Autoflow
- tlakově řízená ventilace - PCV
- synchronizovaný objemový a tlakový režim
- podpora tlaku CPAP

## **4.1 Tlakově řízená ventilace**

Umělá plicní ventilace (UPV) slouží k podpoře či úplné náhradě dýchání pacienta. Cílem je dosáhnout dostatečného okysličování krve, vylučování oxidu uhličitého a zároveň nepoškodit plíce tlakem. Dělí se na konvenční a nekonvenční umělou plicní ventilaci. Principem vysokofrekvenční nekonvenční UPV je použití vyšší dechové frekvence než u spontánně dýchajícího pacienta a menšího dechového objemu. Konvenční UPV používá dechové objemy a frekvence srovnatelné se spontánním dýcháním. Do této kategorie patří například tlakově řízená a objemově řízená ventilace. [1, 18]

Pro mé měření jsem využila k přístroji Zeus ventilační režim tlakově řízené ventilace (PCV), jelikož je v praxi jeden z nejvíce užívaných. Tento režim neumožňuje podporu spontánního dýchání. Mezi nastavitelné ventilační parametry patří dechová frekvence udávaná v deších za minutu; maximální inspirační tlak (PIP), což je tlak, který nesmí být překročen; pozitivní přetlak na konci výdechu (PEEP), ten brání kolapsu alveolů během výdechu; frakce kyslíku, jež udává koncentraci kyslíku ve ventilační směsi; poměr nádechu k výdechu (I:E) a průtok. [18]

## 4.2 Ventilační parametry při měření

Vzhledem k tomu, že cílem práce je porovnat parametry životních funkcí pacientů, musí být podmínky pro všechny pacienty stejné. Proto jsem na základě série zkušebních měření našla hodnoty ventilačních parametrů vhodných pro použití u každého nastaveného pacienta. Vhodnost jsem zkoumala pomocí průběhy  $paO_2$  a  $paCO_2$ , které na změny nastavení ventilátoru nejvíce reagují. Důležité bylo, aby hodnoty těchto parciálních tlaků byly co nejbližší Set-pointům, tedy hodnotám za standardních podmínek (viz tabulka 2).

Ventilační parametry závisí na použitém ventilačním režimu, v mém případě PCV. Hodnota frakce kyslíku ( $FiO_2$ ) byla nastavena na spodní hranici 0,25 (25 %). Inspirační tlak měl hodnotu 15  $cmH_2O$ . Jde o vrcholový inspirační tlak, který je udržován během celé inspirační fáze. Dechová frekvence byla zvolena 20 dechů/min, aby byla zajištěna dostatečná výměna plynů. Posledním navoleným parametrem byl poměr nádechu k výdechu 1:2. Hodnota PEEP byla ponechána na nule, jelikož manekýn tento parametr podporuje pouze softwarově, na reakci figuríny během ventilace chybí senzor.

## 5 Průběh měření

Nejprve jsem důkladně nastudovala parametry pacientů z nabídky, aby je bylo možné porovnat naměřenými hodnotami po měření. Provedla jsem první měření, kdy jsem spustila každého ze šesti pacientů bez dalšího vloženého scénáře a propojila jsem počítač s manekýnem. V této části jsem pozorovala vliv pohlaví na změnu parametrů.

V další části jsem se zaměřila na vliv věku a váhy. Vybrala jsem jednoho ze základních pacientů a provedla jsem sérii měření pro různé hodnoty věku (20 let, 33 let, 70 let) a váhy (70 kg, 90 kg, 120 kg).

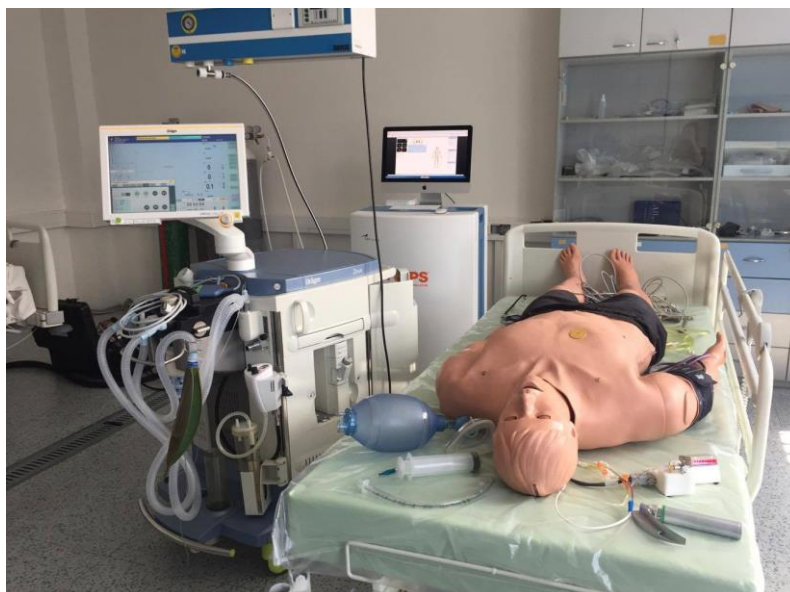
Váha může ovlivnit i efekt podání léku, na což jsem se zaměřila následně. Zvolenému pacientovi jsem po jeho spuštění bez přidaného scénáře simulujícího onemocnění podala látku epinefrin (adrenalin) a zaznamenala jsem si jeho životní funkce. Použila jsem nejnižší množství, které bylo možné nastavit, tedy ředění 1:10 000, což znamená 0,1 mg epinefrinu v 1 ml podané látky. [9, 19]

Látku jsem podala pomocí počítače nitrožilně. Toto měření jsem provedla pro čtyři rozdílné hodnoty váhy (50 kg, 70 kg, 90 kg a 120 kg). Epinefrin je hormon produkovaný ve dřeni nadledvin, který způsobí zrychlení srdeční činnosti a zvýšení krevního tlaku.

Následně jsem nastudovala scénáře zaměřené na plicní choroby a vybrala scénář se simulovanou plicní chorobou. Vytvořila jsem vlastní scénář, který byl touto nemocí inspirován a ve kterém dojde k zástavě dechu, aby bylo možné provést intubaci a propojení s mechanickým ventilátorem. Před finálním měřením jsem provedla několik sérií zkušebních měření, kdy jsem měnila ventilační parametry, aby bylo nastavení ventilátoru pro všechny měřené pacienty stejné a nenastaly komplikace při analýze změřených dat.

Připravila jsem si potřebné pomůcky pro intubaci a ventilaci pacienta (plicní ventilátor, laryngoskop, endotracheální trubice s manžetou, aj.).





**Obrázek 6:** Pracoviště připravené pro měření. Fotografie: Autor.

Po přípravě pracoviště (viz Obrázek 6) a kontrole správného připojení řídicí jednotky a ventilátoru ke zdroji plynů jsem spustila scénář, který běžel bez mého zásahu s výjimkou přepínání různých fází a simuluje spontánní dýchání, které bylo ve fázi zástavy dechu přerušeno a došlo k výrazným změnám různých měřených parametrů. V tuto chvíli jsem provedla intubaci pacienta (viz Obrázek 7) pomocí laryngoskopu a endotracheální trubice o průměru 7,5 mm a připojila ventilátor nastavený na režim PCV. Ihned po intubaci bylo nutné scénář manuálně přepnout do poslední fáze. Pokud je intubace provedena včas a správně, měly by se hodnoty začít vracet do původního stavu. Toto měření jsme zopakovali pro všechny vybrané typy pacientů.



**Obrázek 7:** Manekýn po provedení intubace. Fotografie: Autor.

## 5.1 Protokol

### Příprava pracoviště:

- Připojení ventilačních plynů (O<sub>2</sub>, vzduch) do ventilátoru
- Spuštění autotestu ventilátoru
- Spuštění počítače a řídicí jednotky
- Připojení ventilačních plynů (O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>, vzduch) do řídicí jednotky simulátoru
- Příprava pomůcek na ventilaci (endotracheální trubice, laryngoskop)

### Příprava měřeného scénáře

- Spuštění softwaru Müse
- Spuštění scénáře CHOPN

### Přepínání fází:

- 0:20 – propojení manekýna s řídicí jednotkou
- 3:00 – manuální přepnutí fáze
- 4:00 – manuální přepnutí fáze
- 7:00 – automatické přepnutí fáze
- 8:00 – začátek intubace
- 8:15 – manuální přepnutí fáze
- 20:00 – ukončení měření
  
- Stažení naměřených dat

### Úklid pracoviště:

- Vypnutí ventilátoru
- Odpojení ventilačních plynů
- Uzavření tlakových lahví
- Úklid pomůcek pro ventilaci
- Vypnutí počítače a řídicí jednotky

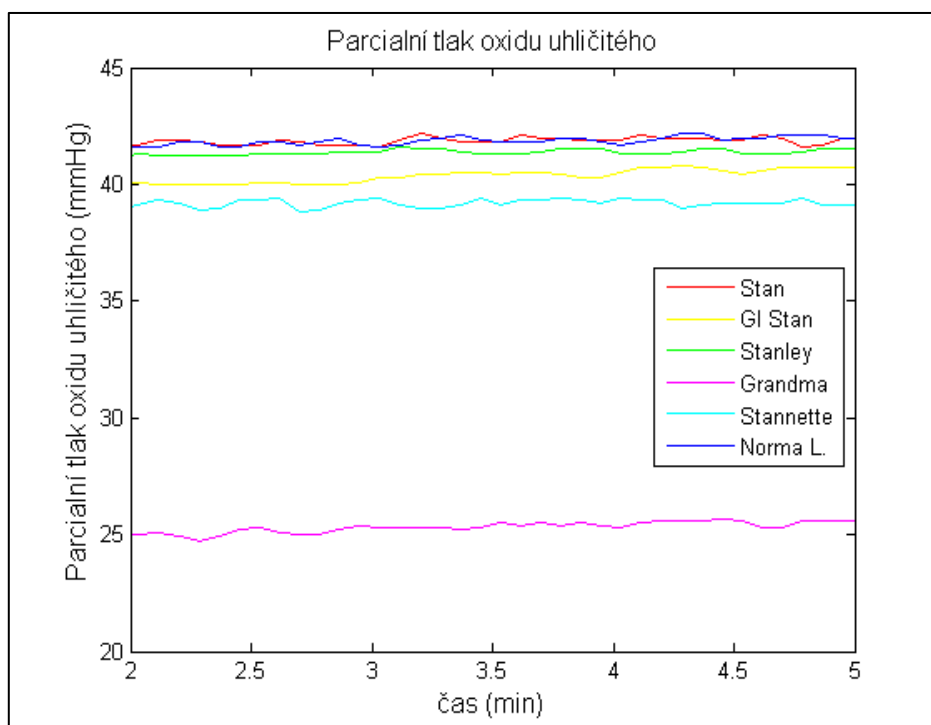
## 6 Výsledky

Výsledky prezentují naměřené průběhy čtyř odlišných typů měření: spuštění všech oficiálních pacientů bez přidání scénáře simulujícího onemocnění, dále spuštění jednoho vybraného pacienta, u kterého byla měněna hmotnost a věk, dále měření stejného typu pacienta s proměnlivou hmotností, kterému byl podán lék a posledním měřením byly vybrané typy pacientů spuštěné s nově vytvořeným scénářem simulujícím onemocnění CHOPN.

### 6.1 Základní pacienti bez přidaného scénáře

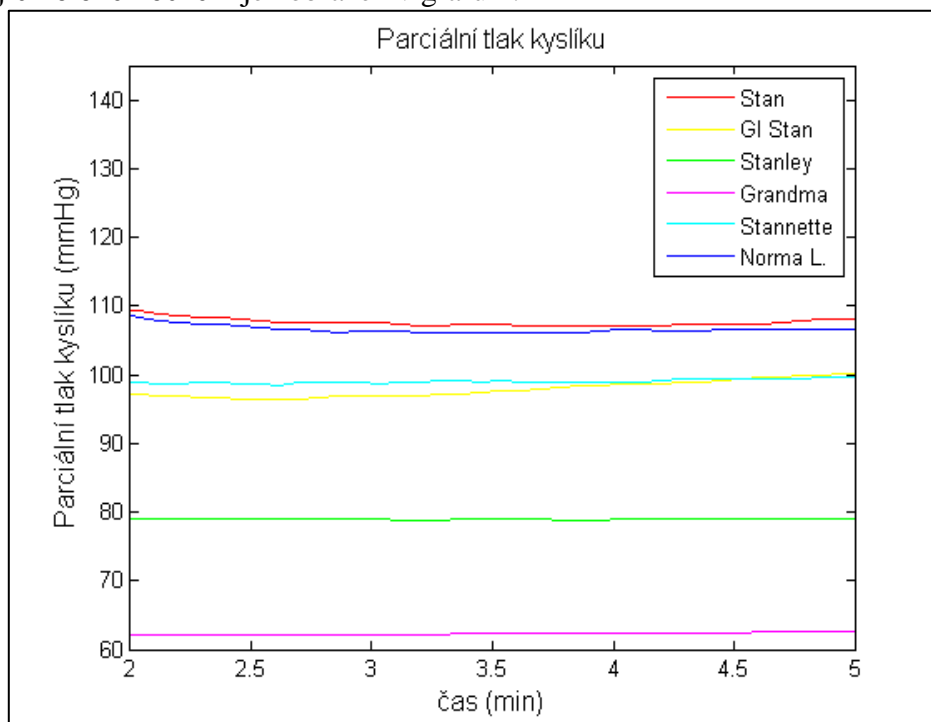
Během první fáze měření byl zkoumán vliv pohlaví na průběh scénáře. Byli postupně spuštěni všichni základní pacienti bez přidaného scénáře simulujícího onemocnění.

Průběh parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriích během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 1.



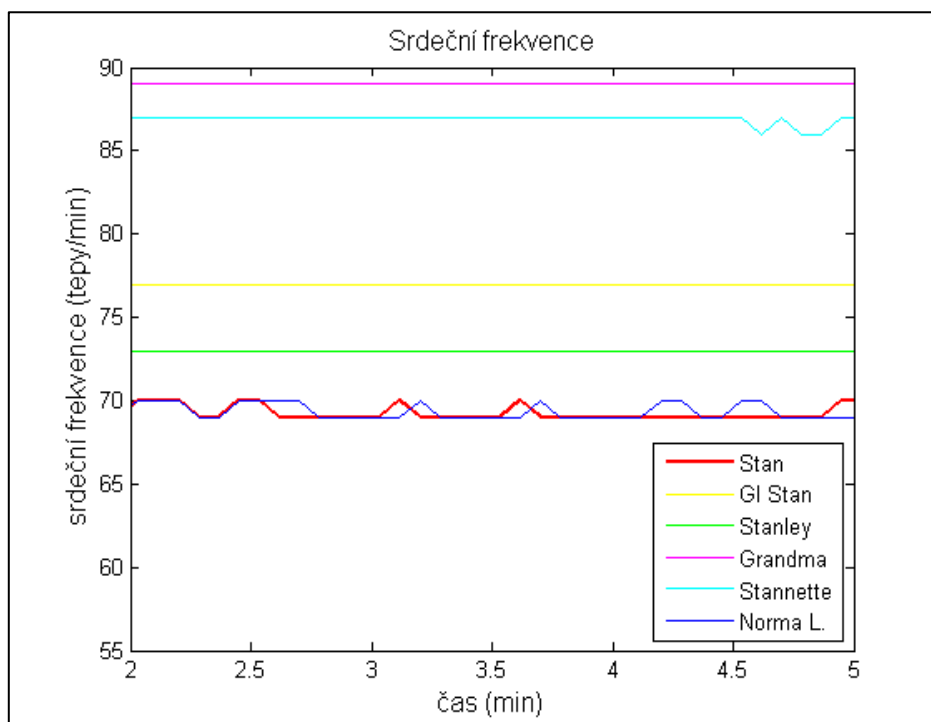
**Graf 1:** Parciální tlak oxidu uhličitého.

Průběh parciálního tlaku kyslíku v arteriích během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 2.



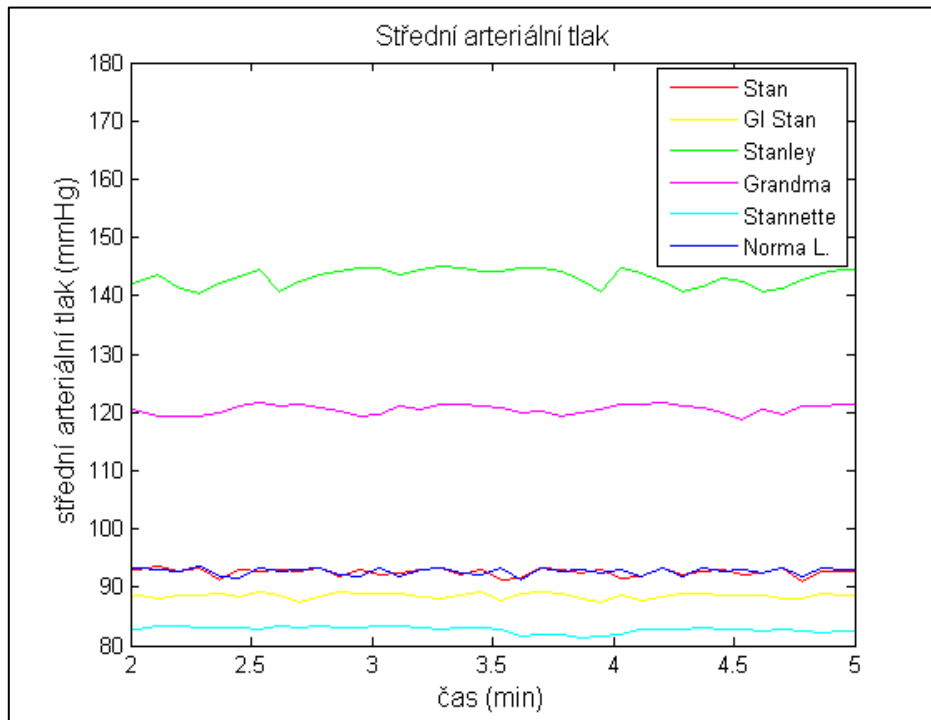
**Graf 2:** Parciální tlak kyslíku.

Průběh srdeční frekvence během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 3.



**Graf 3:** Srdeční frekvence.

Průběh středního arteriálního tlaku během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 4.



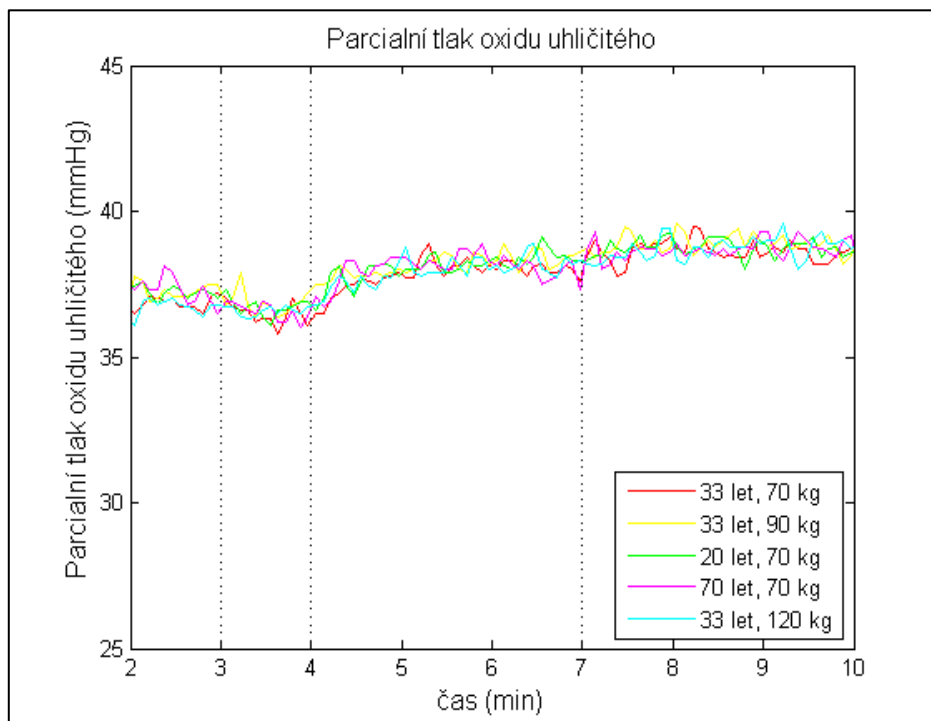
**Graf 4:** Střední arteriální tlak.

Grafy zkoumaných křivek celého měření od spuštění simulace, včetně dechové frekvence a saturace krve kyslíkem, jsou k nahlédnutí v příloze A.

## 6.2 Měření faktoru váhy a věku

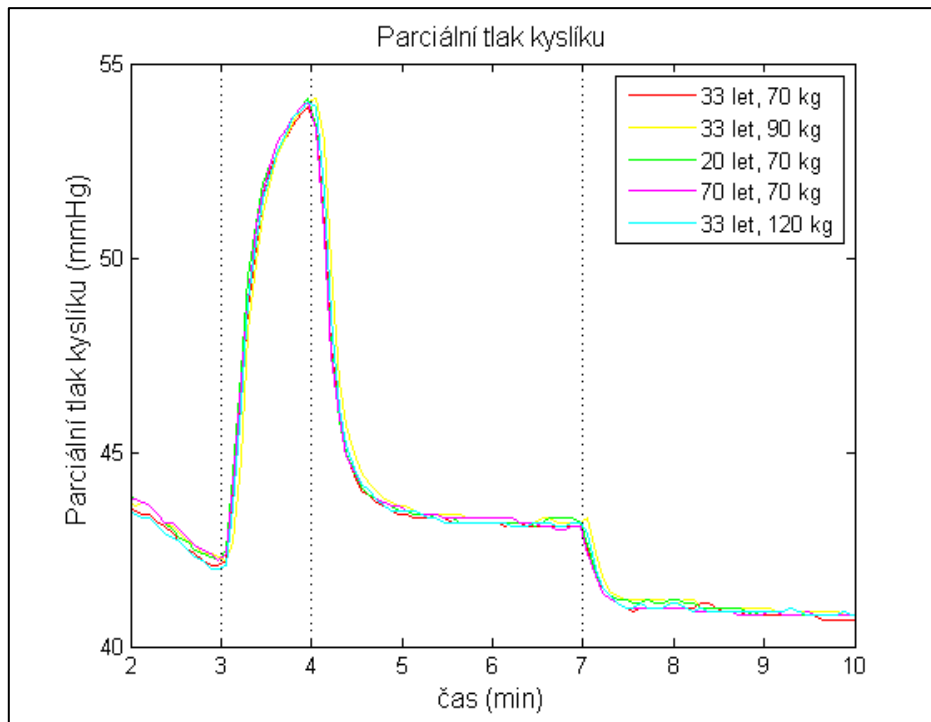
Ve druhé fázi měření byl sledován vliv nastavené váhy a věku. Byl vybrán a spuštěn jeden ze základních pacientů (Stan) se scénářem simulujícím onemocnění CHOPN pro různé hodnoty hmotnosti a věku. Scénář je rozdělen do čtyř fází s rozdílnými nastavenými parametry.

Průběh parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriích pacientů o různé váze a věku během simulace onemocnění CHOPN je zobrazen v grafu 5. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



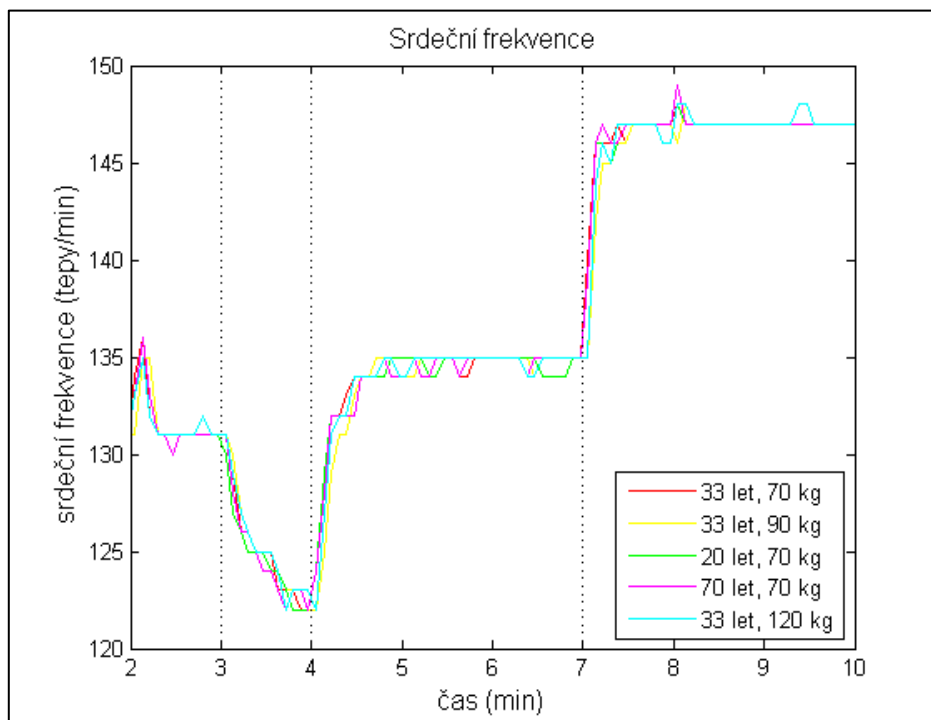
**Graf 5:** Parciální tlak oxidu uhličitého.

Průběh parciálního tlaku kyslíku v arteriích pacientů o různé váze a věku během simulace onemocnění CHOPN je zobrazen v grafu 6. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



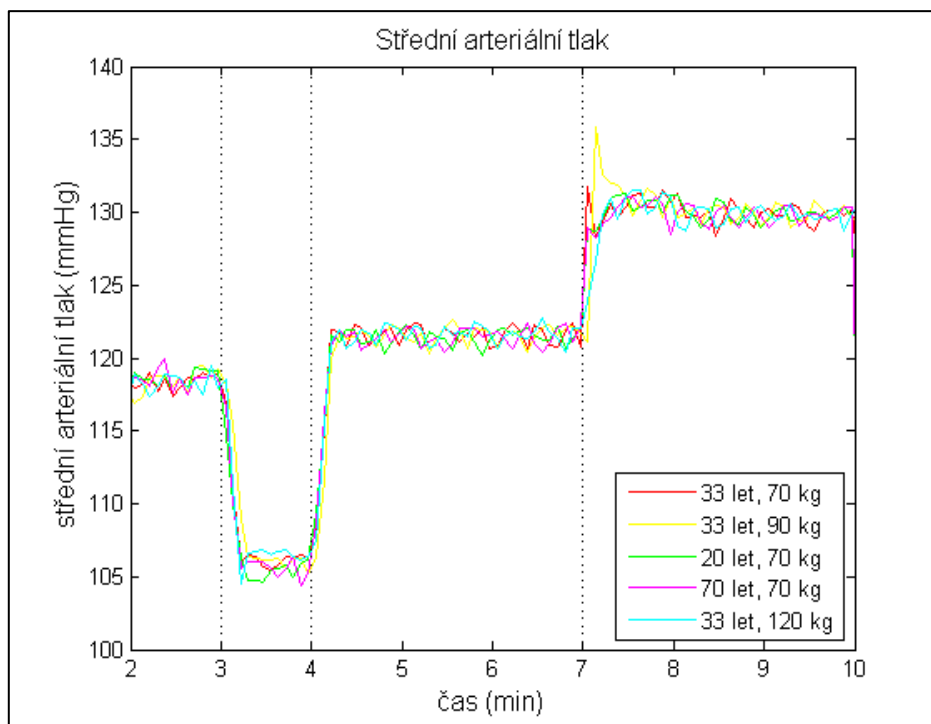
**Graf 6:** Parciální tlak kyslíku.

Průběh srdeční frekvence pacientů o různé váze a věku během simulace onemocnění CHOPN je zobrazen v grafu 7. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



**Graf 7:** Srdeční frekvence.

Průběh středního arteriálního tlaku pacientů o různé váze a věku během simulace onemocnění CHOPN je zobrazen v grafu 8. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



**Graf 8:** Střední arteriální tlak.

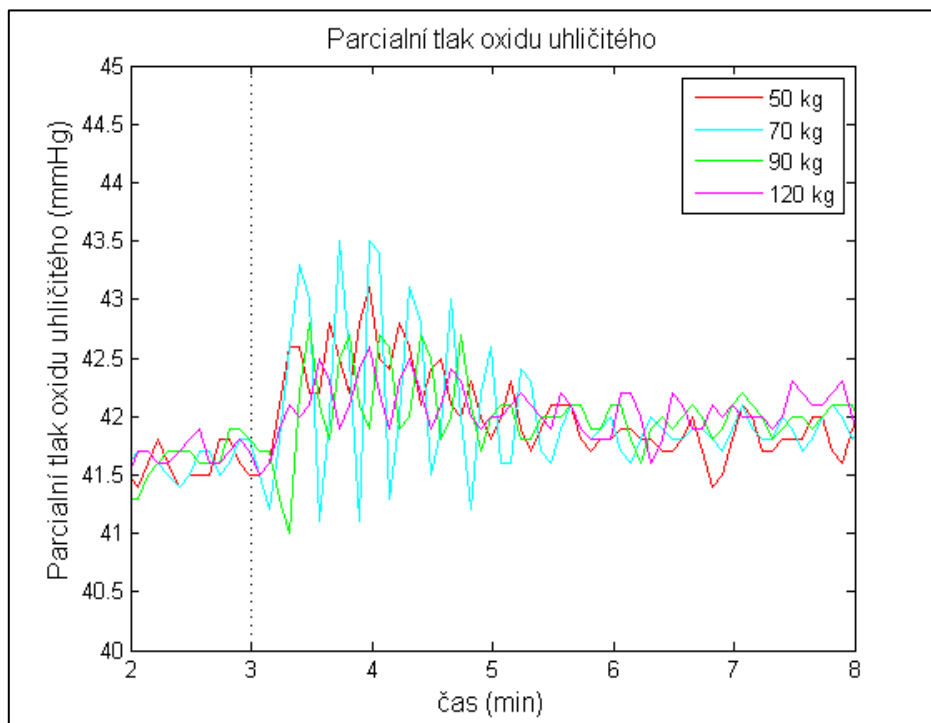
Grafy zkoumaných křivek celého měření od spuštění simulace, včetně dechové frekvence a saturace krve kyslíkem, jsou k nahlédnutí v příloze B.



### 6.3 Podání léku

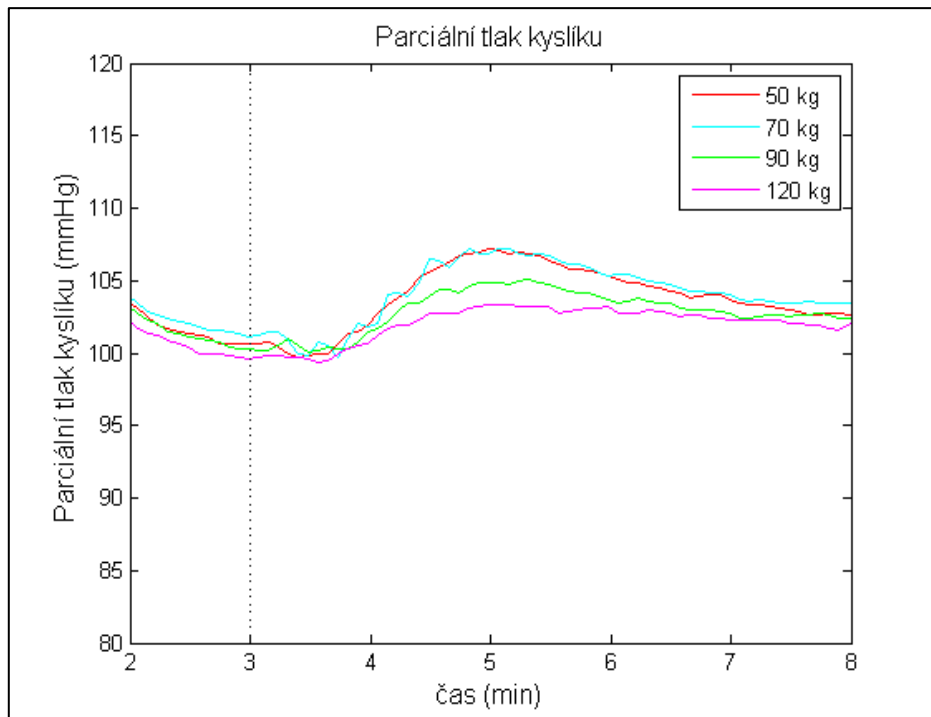
Ve třetí fázi měření byl zkoumán vliv váhy pacienta na průběh scénáře po podání léku (epinefrinu). Byl vybrán a spuštěn jeden ze základních pacientů (Stan) bez přidaného scénáře simulujícího onemocnění pro různé hodnoty hmotnosti a věku. V grafech měřených parametrů je vyznačen čas podání léku.

Průběh parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriích během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 9. Pomocí tečkované čáry je zobrazen čas podání léku (epinefrinu).



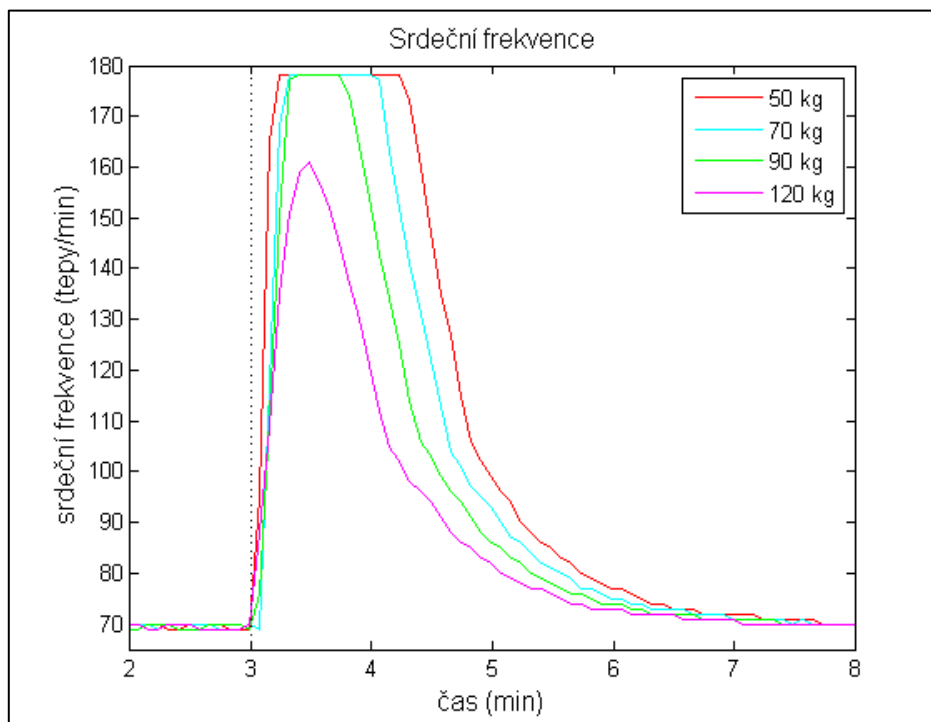
**Graf 9:** Parciální tlak oxidu uhličitého.

Průběh parciálního tlaku kyslíku v arteriích během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 10. Pomocí tečkované čáry je zobrazen čas podání léku (epinefrinu).



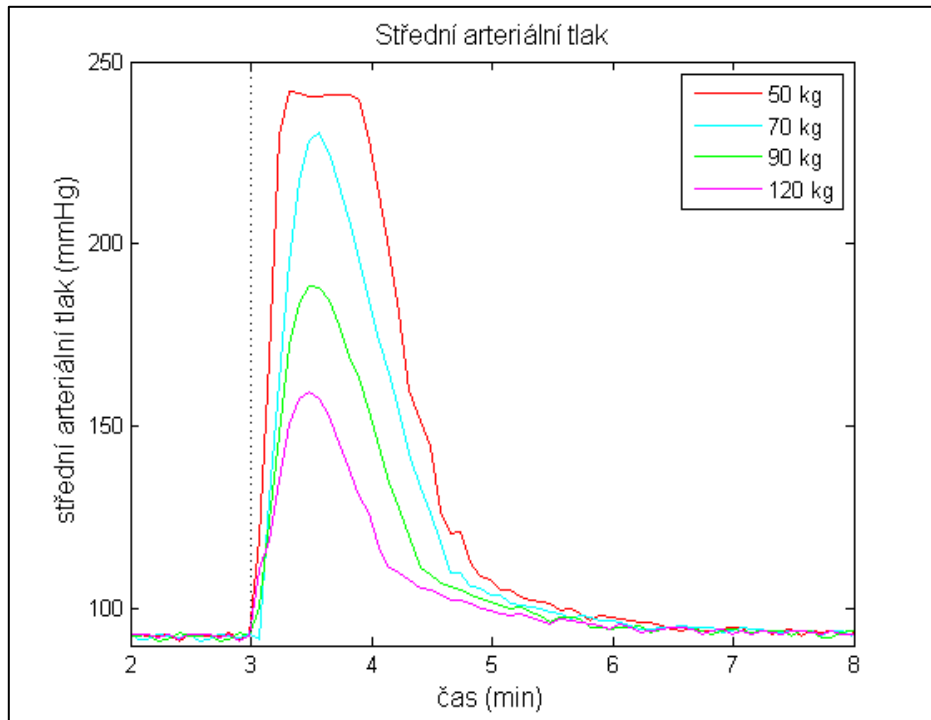
**Graf 10:** Parciální tlak kyslíku.

Průběh srdeční frekvence během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 11. Pomocí tečkované čáry je zobrazen čas podání léku (epinefrinu).



**Graf 11:** Srdeční frekvence.

Průběh středního arteriálního tlaku během simulace pacientů bez scénáře simulujícího onemocnění je zobrazen v grafu 12. Pomocí tečkované čáry je zobrazen čas podání léku (epinefrinu).



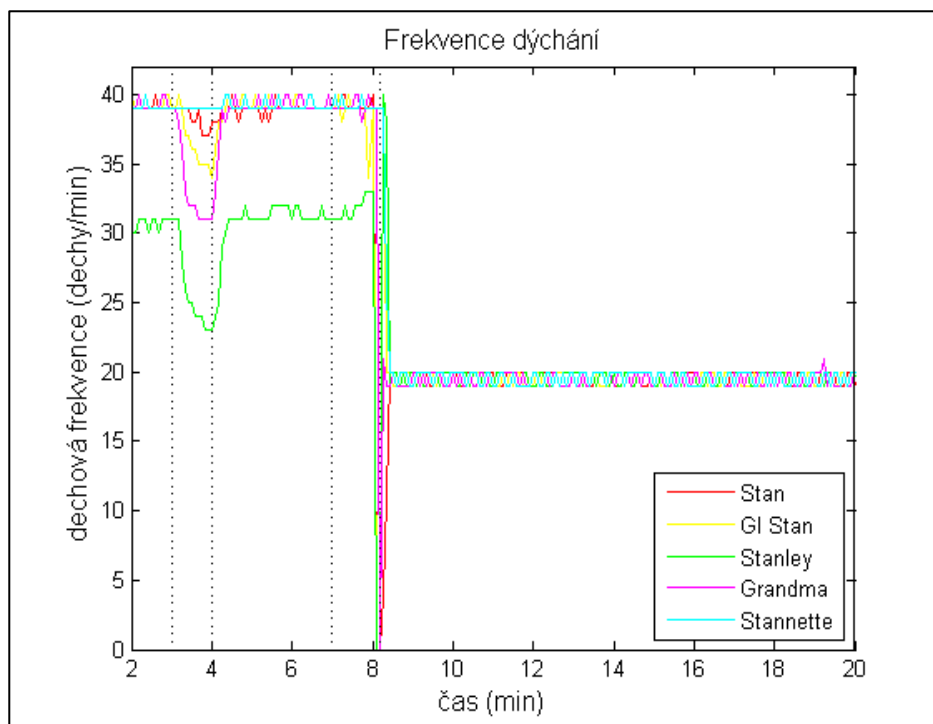
**Graf 12:** Střední arteriální tlak.

Grafy zkoumaných křivek celého měření od spuštění simulace, včetně dechové frekvence a saturace krve kyslíkem, jsou k nahlédnutí v příloze C.

## 6.4 Nově vytvořený scénář CHOPN

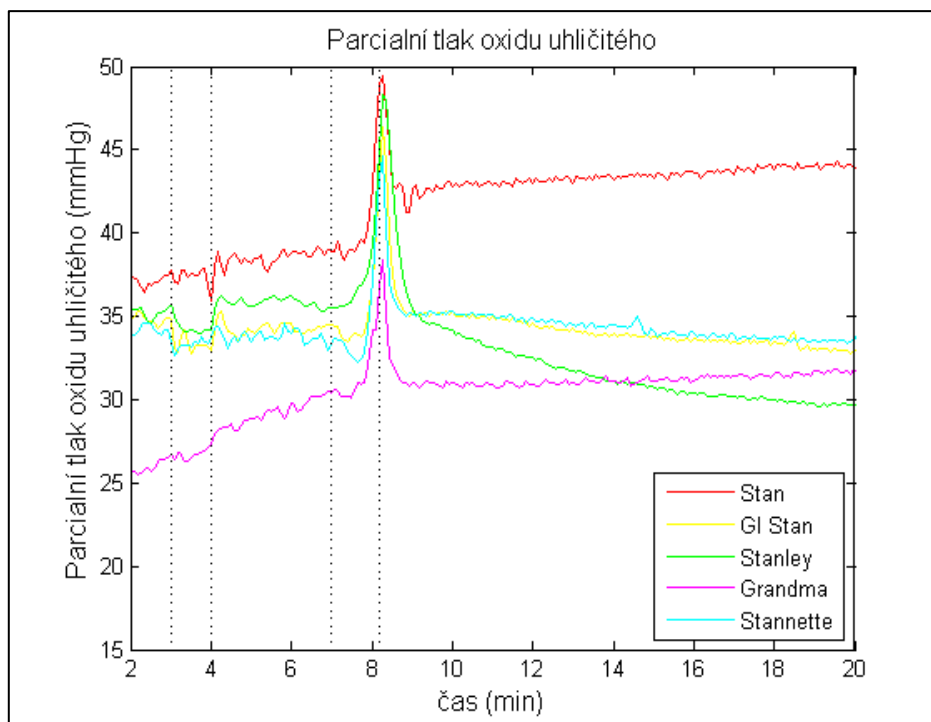
Čtvrtá fáze měření zkoumala průběh a variabilitu životních funkcí pro vybrané typy pacientů při nově vytvořeném scénáři simulujícím onemocnění CHOPN. Scénář je členěn do pěti fází (počáteční stav, zlepšení, přitížení, zástava dechu a ventilace), které jsou v grafech odlišeny.

Průběh frekvence dýchání během simulace nově vytvořeného scénáře s onemocněním CHOPN pro různé typy pacientů je zobrazen v grafu 13. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



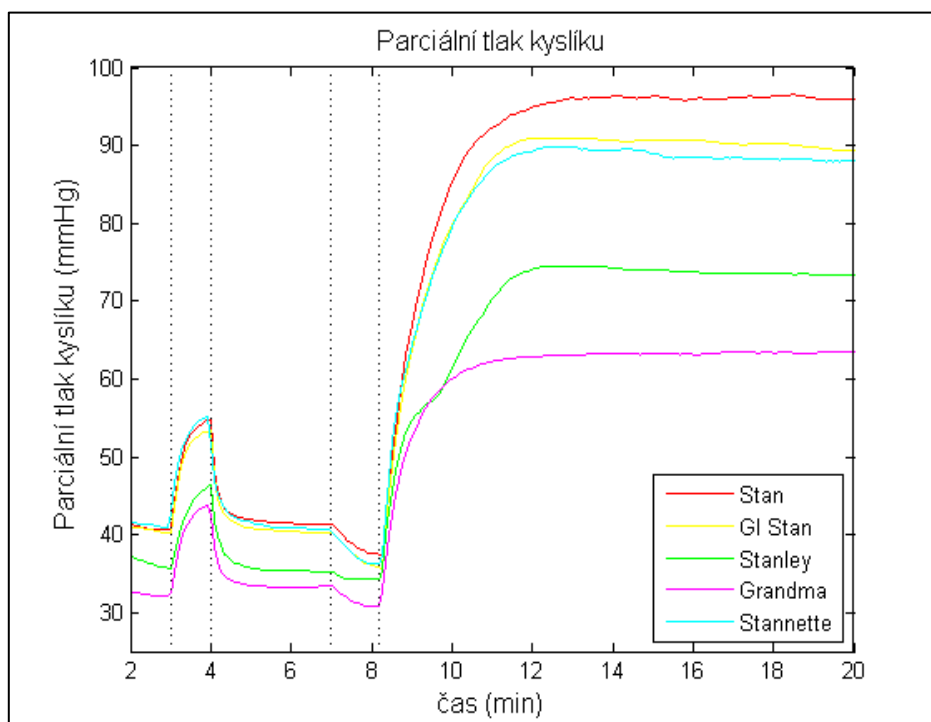
**Graf 13:** Frekvence dýchání.

Průběh parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriích během simulace nově vytvořeného scénáře s onemocněním CHOPN pro různé typy pacientů je zobrazen v grafu 14. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



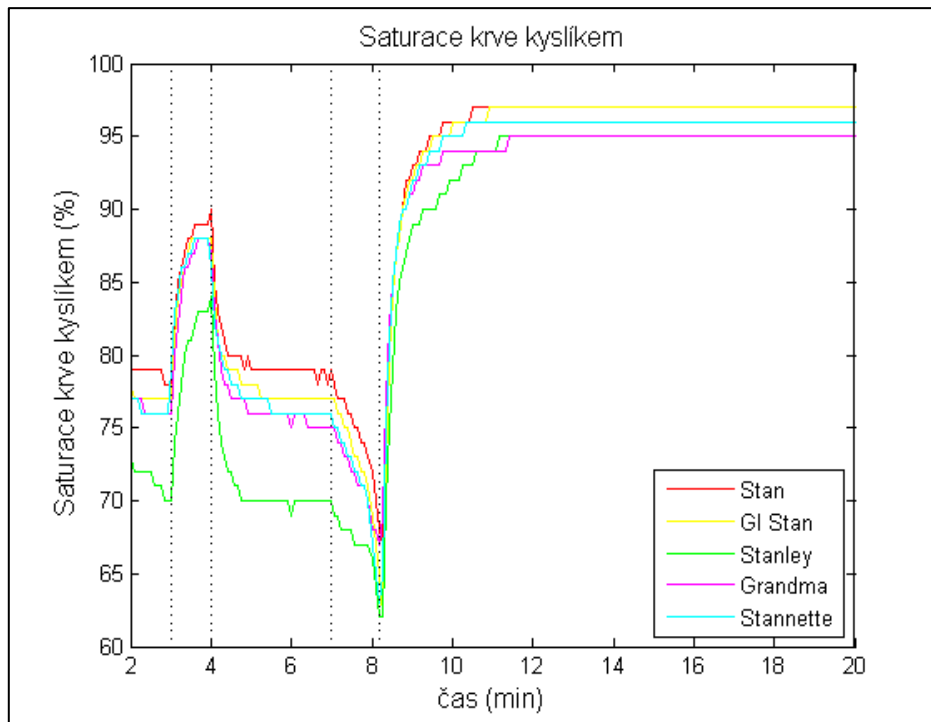
**Graf 14:** Parciální tlak oxidu uhličitého.

Průběh parciálního tlaku kyslíku v arteriích během simulace nově vytvořeného scénáře s onemocněním CHOPN pro různé typy pacientů je zobrazen v grafu 15. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



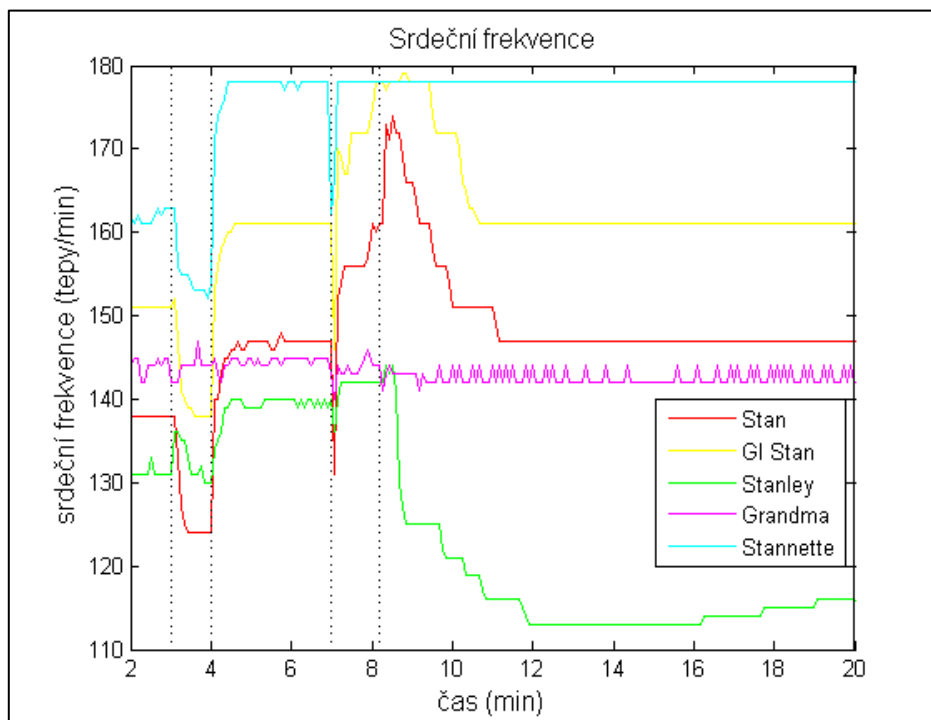
**Graf 15:** Parciální tlak kyslíku.

Průběh saturace krve kyslíkem během simulace nově vytvořeného scénáře s onemocněním CHOPN pro různé typy pacientů je zobrazen v grafu 16. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



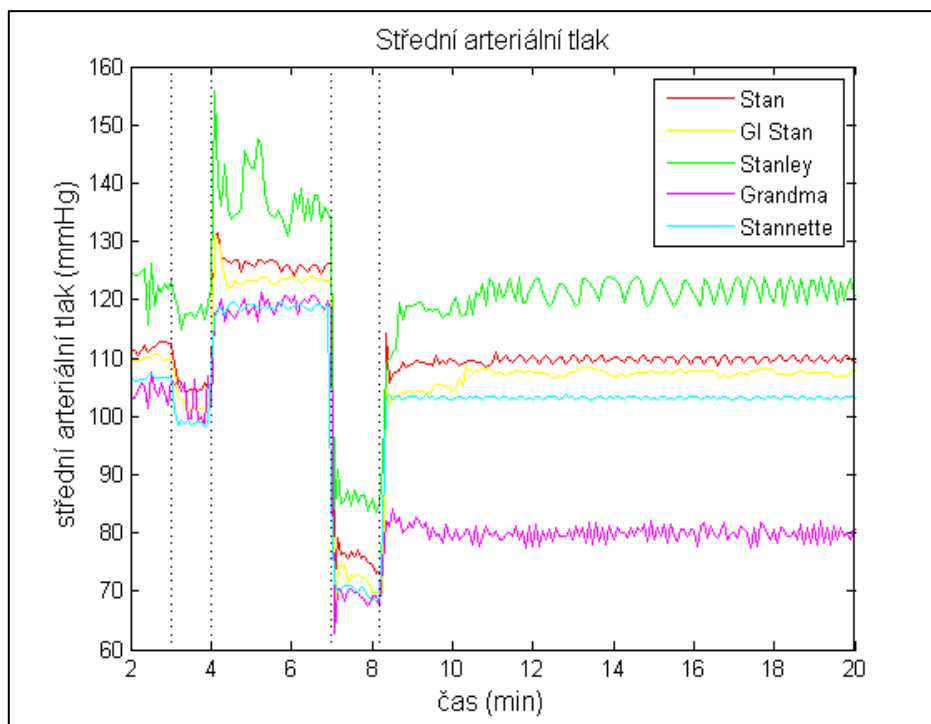
**Graf 16:** Saturace krve kyslíkem.

Průběh srdeční frekvence během simulace nově vytvořeného scénáře s onemocněním CHOPN pro různé typy pacientů je zobrazen v grafu 17. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



**Graf 17:** Srdeční frekvence.

Průběh středního arteriálního tlaku během simulace nově vytvořeného scénáře s onemocněním CHOPN pro různé typy pacientů je zobrazen v grafu 18. Pomocí tečkovaných čar je průběh scénáře rozdělen do jednotlivých fází.



**Graf 18:** Střední arteriální tlak.

Grafy zkoumaných křivek celého měření od spuštění simulace jsou k nahlédnutí v příloze D.

## 7 Diskuse

V první fázi práce jsem u simulátoru analyzovala možnost volby pacienta a jeho měnitelné parametry. Nejprve jsem spustila všechny přednastavené typy pacientů bez přidaného scénáře simulujícího onemocnění a propojila jsem řídicí počítač s pacientskou figurínou. Do grafů 1,2,3 a 4 jsem zaznamenala průběhy jejich parciálních tlaků oxidu uhličitého a kyslíku, srdeční frekvence a středního arteriálního tlaku. Během prvních dvou minut po spuštění docházelo k ustálení hodnot, které se po propojení s figurínou vychýlily od hodnot skutečných, proto беру v potaz hodnoty naměřené až po ukončení druhé minuty.

U parametrů životních funkcí jsem hodnotila, zdali průběhy měřených fyziologických parametrů odpovídají hodnotám nastaveným v pacientském scénáři. Dále jsem také sledovala vliv pohlaví na průběh měření, jelikož scénáře Standardní muž (Stan) a Normální žena (Norma L.) se lišily pouze v nastaveném pohlaví. Z grafů 1,2,3 a 4 vyplývá, že volba pohlaví neovlivní průběh scénáře, jelikož křivky Standardního muže a Normální ženy měly shodný průběh. Bylo také možné porovnat hodnoty nastavené s hodnotami změřených křivek, které se díky absenci scénáře s onemocněním držely po celou dobu měření na stejné číselné hodnotě, či kolem této hodnoty oscilovaly. Konkrétně šlo o parciální tlaky  $\text{paCO}_2$  a  $\text{paO}_2$ , jelikož ty je možné nalézt přímo v uživatelském rozhraní. Všechny křivky  $\text{paCO}_2$  se pohybovaly kolem své předpokládané hodnoty s maximální výchylnou 2 mmHg, což bylo očekáváno, jelikož stejně jako u člověka se hodnota u simulátoru průběžně nepatrně mění a přednastavená velikost parciálních tlaků je spíše orientační. V případě křivek  $\text{paO}_2$  je výchylna již vyšší, ale pořád se pohybuje v rozsahu jednotek mmHg. U obou tlaků došlo k výchylce z důvodu propojení počítače s figurínou, která ovlivnila vývoj křivek a způsobila mírný nárůst měřených parametrů.

V následující části měření jsem vybrala vhodný scénář pro simulaci. Základním požadavkem bylo, aby v jeho průběhu nastala zástava dechu a bylo možné provést intubaci. Tomu nejlépe vyhovoval scénář s onemocněním CHOPN. Vzhledem k jeho členění do sedmi fází jsem vytvořila vlastní scénář, který byl touto nemocí inspirován.



Nově vytvořený scénář se skládal z pěti fází (počáteční stav, zlepšení, přitížení, zástava dechu a ventilace), což umožnilo lepší přehlednost při analýze a diskuzi výsledků.

Ve třetí fázi jsem pozorovala vliv změny hmotnosti a věku přednastavených typů pacienta na průběh měřených parametrů. Jako patientský scénář jsem zvolila Standardního muže (Stana) a provedla jsem měření pro tři různé hodnoty věku (20 let, 33 let, 70 let) a tři různé hodnoty váhy (70 kg, 90 kg, 120 kg). Pro toto měření jsem již zvolila vybraný scénář simulující onemocnění CHOPN díky proměnlivým spotřebám kyslíku v každé fázi scénáře. Změny fází jsou v grafech vyznačeny pomocí tečkovaných čar v časech 3, 4 a 7 minut. Z grafů 5,6,7 a 8, zobrazujících hodnoty stejných životních funkcí jako v první fázi, můžeme vidět, že ani věk a hmotnost neovlivňují průběh měřených parametrů. Hodnoty parciálních tlaků kyslíku se téměř dokonale kopírují. U ostatních životních funkcí jsou rozdíly velmi nepatrné a maximálně v řádu jednotek dílků stupnice. Z tohoto zjištění vyplývá, že faktor věku neovlivňuje hodnoty parametrů, ale je důležitou informací pro ošetřujícího lékaře či studenta medicíny, který se v závislosti na věku pacienta může rozhodnout pro určitá vyšetření či opatření. Nastavitelná váha pacienta nemá vliv na hodnoty životních funkcí v případě samovolného průběhu simulace.

Vzhledem k tomu, že na váhu je vázáno i množství podaných léků, provedla jsem měření pacienta bez přidaného scénáře simulujícího onemocnění, kterému byl během simulace podán lék. Použitým pacientem byl opět Stan. Intravenózně (nitrožilně) podanou látkou byl epinefrin (adrenalin) v čase 3 minuty a v množství 0,1 mg/ml. Tato látka způsobuje zrychlení srdeční frekvence a zvýšení krevního tlaku, proto jsem se zaměřila právě na tyto kardiovaskulární parametry. V grafech 9 a 10 zobrazujících  $paCO_2$  a  $paO_2$  je zřetelné, že látka nezpůsobila výrazné výchylky. U parciálního tlaku kyslíku došlo k malému nárůstu o 3–5 mmHg. Průběh tohoto parametru je zachycen na grafu 11. Okamžitě po podání epinefrinu došlo k prudkému nárůstu srdeční frekvence, která se u nižších hmotností zastavila u hodnoty 180 tepů/min, než začala klesat. Tato hodnota tedy zjevně slouží jako namodelovaná horní mez tohoto parametru. Z postupného návratu do původní počáteční hodnoty lze usoudit, že s narůstající vahou pacienta dochází k jeho menšímu ovlivnění léčivem a rychlejšímu ustálení původní hodnotě. Stejný účinek měla látka i na střední tlak zobrazený na grafu 12. Váha tedy nemá vliv na samotný průběh scénáře, jak již bylo zjištěno v předešlém měření, ale ovlivňuje parametry po přidání léčiva. Pro školenou

osobu je tedy znalost hmotnosti pacienta stěžejní pro správný postup při ošetření, jako je tomu v reálném životě.

V poslední fázi měření jsem vytvořila vlastní scénář, který simuloval onemocnění CHOPN a byl rozdělen do pěti fází. Scénář jsem nechala proběhnout pro vybrané typy pacientů. Po provedení měření jsem získané hodnoty převedla do grafů, na nichž je možné pozorovat změny daných parametrů v průběhu celého měření. Všechny grafy jsou rozděleny podle fází scénáře v časech 3, 4, 7 a 8:15 minut. V časech 3 a 4 minuty je nutné manuální přepnutí do další fáze, v čase 7 minut se scénář přepne automaticky. Umělému pacientovi se s přibližně minutovou prodlevou po přepnutí do této fáze zastaví dech, což je indikace k mému zásahu, tedy intubaci. Po úspěšné intubaci a připojení manekýna k ventilátoru je nutné scénář v čase 8:15 manuálně přepnout do poslední fáze.

Graf č. 13 zobrazuje závislost dechové frekvence na čase. V průběhu první fáze se dechová frekvence pohybovala kolem 40 dechů/min s výjimkou Stanleyho, jehož dechová frekvence byla kolem 30 dechů/min. Stan, GI Stan, Grandma a Stannette mají tedy namodelovanou shodnou dechovou frekvenci. Během následující fáze zlepšení se dech mírně zklidnil, což ovlivnil dechový faktor, s výjimkou těhotné ženy Stannette, jejíž frekvence dýchání se nezměnila. Z toho vyplývá, že každý pacient na tyto náhlé změny ovlivňující přímo daný parametr reaguje odlišně. V další fázi se hodnoty vrátí do původního stavu. Po automatickém přepnutí do další fáze dojde k zástavě dechu. Ihned po zástavě spontánního dýchání jsem provedla intubaci a pacienta jsem připojila k předem připravenému ventilátoru nastavenému na režim PCV s nastavenou frekvencí dýchání 20 dechů/min. Kolem této hodnoty frekvence všech pacientů oscilovaly po zbytek měření, jelikož nastavená hodnota byla pro všechna měření stejná.

Dalším pozorovaným parametrem byl parciální tlak oxidu uhličitého v arteriích (graf 14). Od počátku až do zástavy dechu se hodnota  $paCO_2$  příliš neměnila. Ovšem byla nižší než standardní hodnota, což bylo způsobené hyperventilací. Největší rozdíl je viditelný u Starší kuřačky (Grandma). Její počáteční hodnota  $paCO_2$  byla velmi nízká a proto byl její nárůst výraznější. Během mechanické ventilace měly parametry odlišné průběhy, jelikož parametry ventilátoru byly konstantní pro všechny realizované simulace. Nejvíce se lišil průběh Stanleyho, jehož křivka začala klesat, což by odpovídalo závislosti na dechové frekvenci. S rostoucí frekvencí klesá parciální tlak oxidu uhličitého. Vzhledem k tomu, že Stanley měl dechovou frekvenci ze všech pacientů nejnižší, a tedy nejbliže k frekvenci ventilátoru, ventilace tento parametr

na rozdíl od ostatních pacientů snížila. Průběhy  $\text{paCO}_2$  u GI Stana a Stannette se kopírují, mají tedy shodné parametry, které ovlivňují tuto proměnnou veličinu.

V grafech 15 a 16 vidíme vývoj parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi a saturaci krve kyslíkem. Tyto křivky jsou si velmi podobné, jelikož spolu blízce souvisí. Během druhé fáze použitého scénáře onemocnění (zlepšení) se hodnoty obou parametrů zvýšily, během třetí fáze (přetížení) klesly na původní hodnoty. Ihned po začátku ventilace došlo k výraznému nárůstu obou křivek. To bylo způsobeno nastavenými ventilačními parametry, například frakcí vdechovaného kyslíku, která je vyšší než frakce kyslíku ve vzduchu a také vytvořeným scénářem, kde tyto hodnoty ovlivňuje zvolená spotřeba kyslíku. Po ustálení během ventilace se hodnoty přiblížily standardním nastaveným hodnotám. Fyziologická hodnota  $\text{paO}_2$  leží v rozmezí 80–100 mmHg. Do tohoto intervalu nedosáhl Stanley a Grandma, kteří mají tuto hodnotu nižší i v klidovém stavu.

Srdeční frekvence je zobrazena v grafu 17. V první fázi je nastaven tepový faktor nižší než ve druhé fázi, srdeční činnost však souvisí s dalšími vedlejšími faktory, proto ve fázi zlepšení frekvence klesne. Následující fáze má ve scénáři definovaný vyšší tepový faktor než fáze první, díky tomu se frekvence zvýší. Po provedení intubace se hodnoty, u kterých došlo ke zvýšení, začaly ustalovat. Jediným pacientem nereagujícím na změny ve scénáři byla Grandma. To poukazuje na odlišnosti v namodelovaných parametrech, které způsobují konstantní průběh tohoto parametru.

Poslední graf 18 znázorňuje průběhy středních arteriálních tlaků. Při přechodu mezi fázemi nedochází u tohoto parametru k pozvolným změnám, ale k okamžitým skokům hodnot. Křivky pacientů si po celou dobu měření drží stejný průběh a stejný rozdíl mezi sebou. Tento parametr tedy není ovlivňován dalšími parametry, které by měnily jeho průběh, pouze rozmezím zvoleným při tvorbě scénáře a standardní hodnotou zadanou u pacienta. Naměřené údaje pacientky Grandma nesouhlasí s předvolenými. Není jasné, co způsobilo tuto změnu, jelikož provázanost parametrů řídících průběhy scénářů není možné dohledat.

## 8 Závěr

Nejprve jsem provedla analýzu přednastavených pacientů a parametrů jejich životních funkcí u celotělového patientského simulátoru. Po porovnání jednotlivých parametrů jsem provedla měření, ve kterém jsem sledovala vliv pohlaví na měřené parametry. Pacienti (Stan a Norma L.), kteří se lišili pouze pohlavím, měli stejné průběhy křivek.

Následně jsem zkoumala faktor věku a váhy, kdy jsem změnila tyto hodnoty pro jeden typ pacienta. Hodnoty neovlivnily průběh scénáře. Věk je tedy pouze informací pro lékaře či studenta medicíny ovlivňující jejich rozhodnutí o postupu vyšetření. V případě podání léku (v tomto případě epinefrinu) pacientovi s vyšší hmotností, došlo k ustálení hodnot tepové frekvence a krevního tlaku rychleji než u pacienta s hmotností nižší. Hmotnost je tedy informací důležitou pro určení vhodného množství podávané látky.

Dále jsem vybrala scénář s onemocněním CHOPN ovlivňujícím respirační systém spolu s dalšími životními funkcemi, u kterého nastala zástava dechu, a bylo nutné propojení s mechanickým ventilátorem. Kvůli přehlednosti prezentovaných výsledků jsem vytvořila vlastní scénář inspirovaný tímto vybraným. Nový scénář byl rozdělen do pěti fází kvůli zajištění proměnlivosti měřených parametrů.

Proměřila jsem různé typy pacientů s novým scénářem a zaznamenala jsem hodnoty vybraných životních funkcí a ventilačních parametrů. Bylo zjištěno, že různé typy pacientů nereagují na změny parametrů ve scénáři ovlivňujících životní funkce stejně. U pacienta Stanleyho byla zjištěna nižší namodelovaná hodnota dechové frekvence, což způsobilo rozdíly u dalších životních funkcí. Pacienti GI Stan a Stannette mají podobné průběhy, avšak liší se v srdeční frekvenci, což je parametr, jehož variabilita mezi jednotlivými typy pacientů je nejvýraznější. U středního tlaku byla viditelná stálost parametru během každé fáze. Jde tedy o parametr, který je ovlivněn pouze přímo, nikoli dalšími životními funkcemi, které by ho vychylovali. Průběhy srdeční frekvence a středního tlaku pacientky Grandma neodpovídaly nastaveným hodnotám.

Pacientem s největší variabilitou parametrů životních funkcí je Grandma, jejíž hodnoty či průběhy se ve většině případů výrazně lišily od ostatních pacientů, u kterých

bylo možné sledovat určitou podobnost. Věk, pohlaví ani váha pacienta neovlivní přímo průběh parametrů během scénáře. Po podání léku se urychluje návrat do původních hodnot s rostoucí vahou pacienta.

## Seznam použité literatury

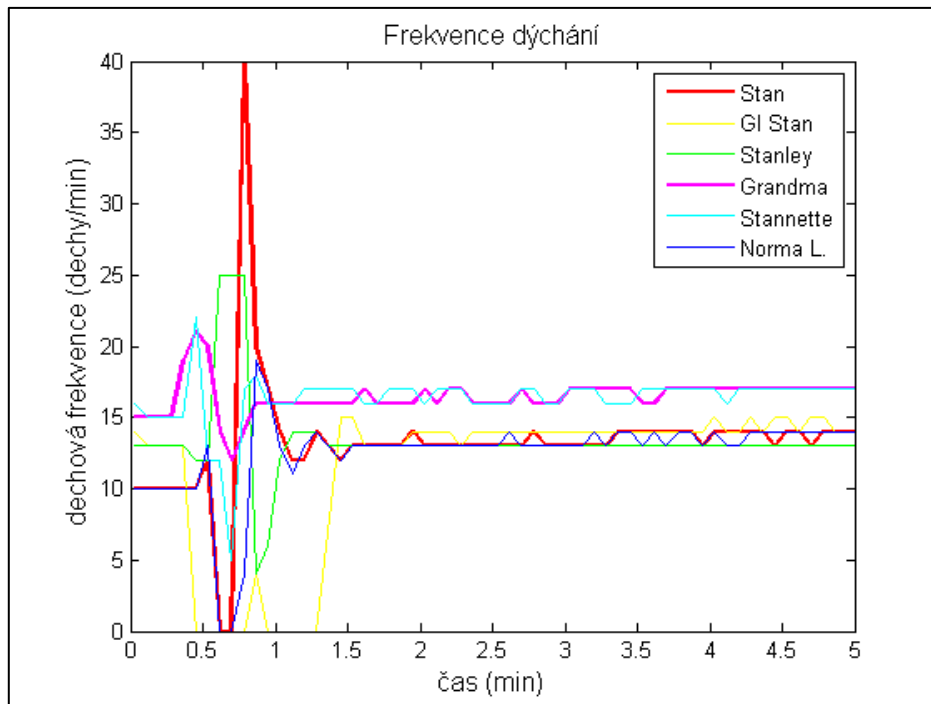
- [1] PACHL, Jan a Karel ROUBÍK. *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí*. Praha: Karolinum, 2003. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0479-5.
- [2] ROUBÍK, Karel. *Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace*. [Docentská habilitační práce]. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2006. 157 s.
- [3] Hamilton-G5 features overview. In: *Hamilton Medical*. [online]. [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: <https://www.hamilton-medical.com/Products/Mechanical-ventilators/HAMILTON-G5/HAMILTON-G5-features.html>
- [4] Hamilton G5. In: *US MED-Equip* [online]. [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.usmed-equip.com/products/hamilton-g5.html>
- [5] KUDRNA, Petr a Martin ROŽÁNEK a Jan SUCHOMEL. *Vliv uživatelem nastavitelných parametrů na chování systémů patientského simulátoru METI ECS*. Praha, 2013. Experimentální úloha. FBMI ČVUT v Praze.
- [6] 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.
- [7] HPS Human Patient Simulator [online]. In: *CAE Healthcare*. [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <https://caehealthcare.com/patient-simulation/hps>
- [8] KOFRÁNEK, Jiří a Jiří HOZNAM. *Patientské simulátory*. Praha: Creative connections, 2013, 166 s. ISBN 978-80-904326-6-6. Dostupné také z: [http://www.creativeconnections.cz/pacientskeSimulatory/PacientskeSimulatory\(web\).pdf](http://www.creativeconnections.cz/pacientskeSimulatory/PacientskeSimulatory(web).pdf)

- [9] HPS User Guide. In: *CAE Healthcare* [online]. c2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://caehealthcare.com/support/user-guides>
- [10] RILEY, Richard H. *Manual of simulation in healthcare*. 1st ed. New York: Oxford University Press, 2008. ISBN 01-992-0585-X.
- [11] POKORNÝ, Jan. *Lékařská první pomoc*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, 2010. ISBN 978-80-7262-322-8.
- [12] KOBLÍŽEK, Vladimír. *CHOPN: doporučený postup ČPFS pro diagnostiku a léčbu chronické obstrukční plicní nemoci*. Praha: Maxdorf, c2013. Jessenius. ISBN 978-807-3453-589.
- [13] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [14] GREEN, Robert J. *Natural therapies for emphysema and COPD: relief and healing for chronic pulmonary disorders*. Rochester, Vt.: Healing Arts Press, 2007. ISBN 978-159-4771-637.
- [15] Normální spirogram a spirogram nemocného s typickou lehkou až středně těžkou CHOPN. *Postgraduální medicína* [online]. 2011 [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/chopn-pohled-pneumologa-a-praktickeho-lekare-462094>
- [16] Zeus Infinity Empowered. In: *Dräger Medical* [online]. [cit. 2017-04-27]. Dostupné z: [https://www.draeger.com/Products/Content/zeus\\_ie\\_br\\_9066319\\_cs.pdf](https://www.draeger.com/Products/Content/zeus_ie_br_9066319_cs.pdf)
- [17] Zeus Infinity Empowered specification. In: *Draeger Medical*. [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: [https://www.draeger.com/cs\\_cz/Hospital/Products/AnaesthesiaWorkstations/Anaesthesia-Machines/Zeus-Infinity-Empowered#specifications](https://www.draeger.com/cs_cz/Hospital/Products/AnaesthesiaWorkstations/Anaesthesia-Machines/Zeus-Infinity-Empowered#specifications)

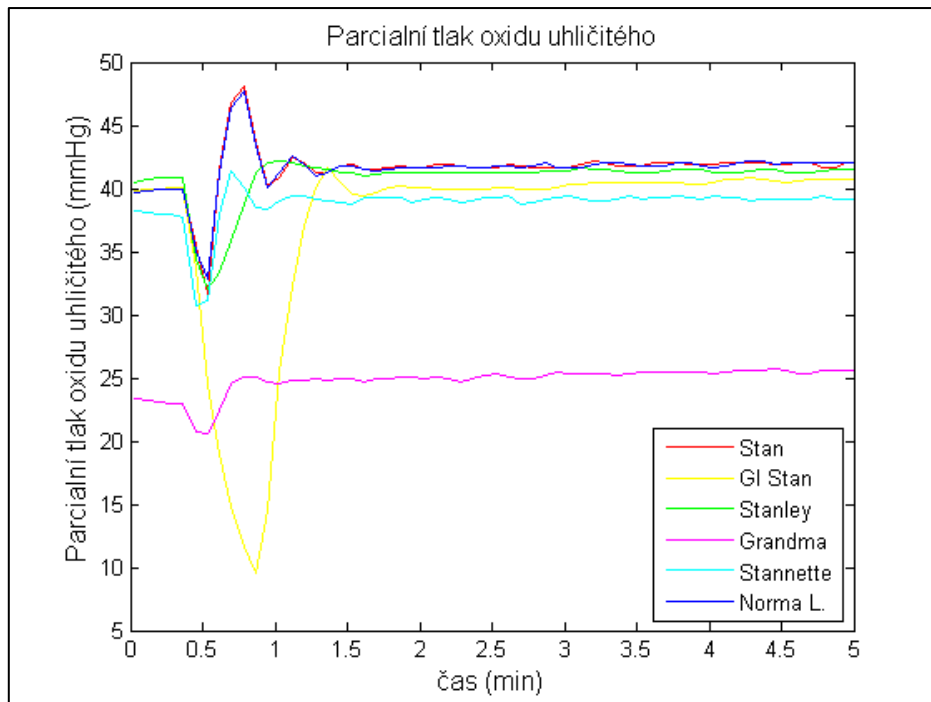
- [18] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2005. Jessenius. ISBN 80-734-5059-3.
- [19] MOHRMAN, David E. a Lois Jane HELLER. *Cardiovascular physiology*. 8th ed. New York: McGraw-Hill Education Medical, 2014. Lange medical book. ISBN 978-0071793117.



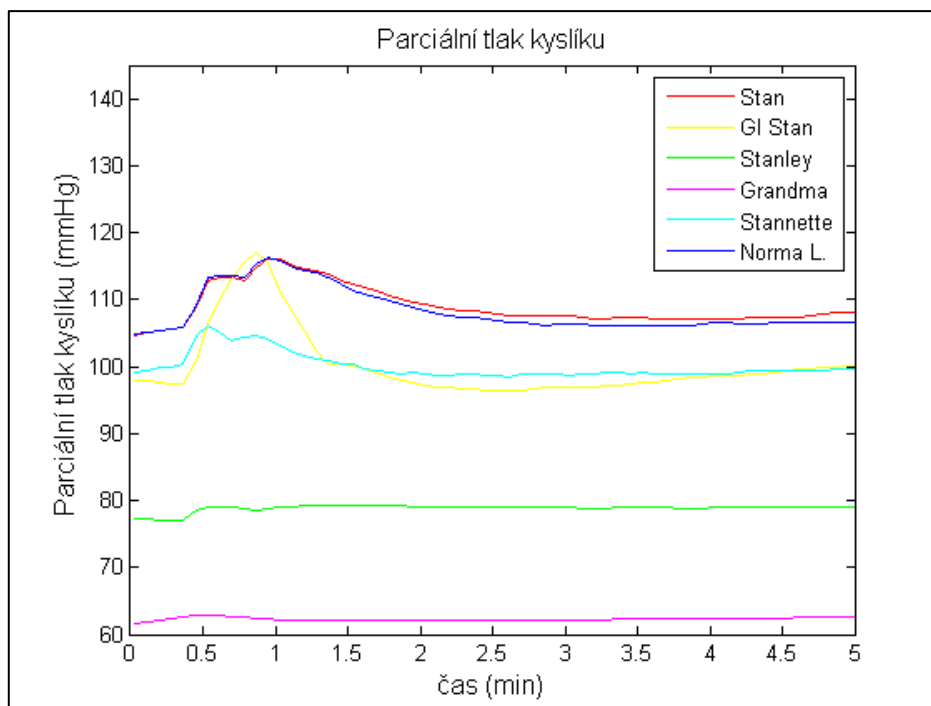
## Příloha A: Základní pacienti bez scénáře



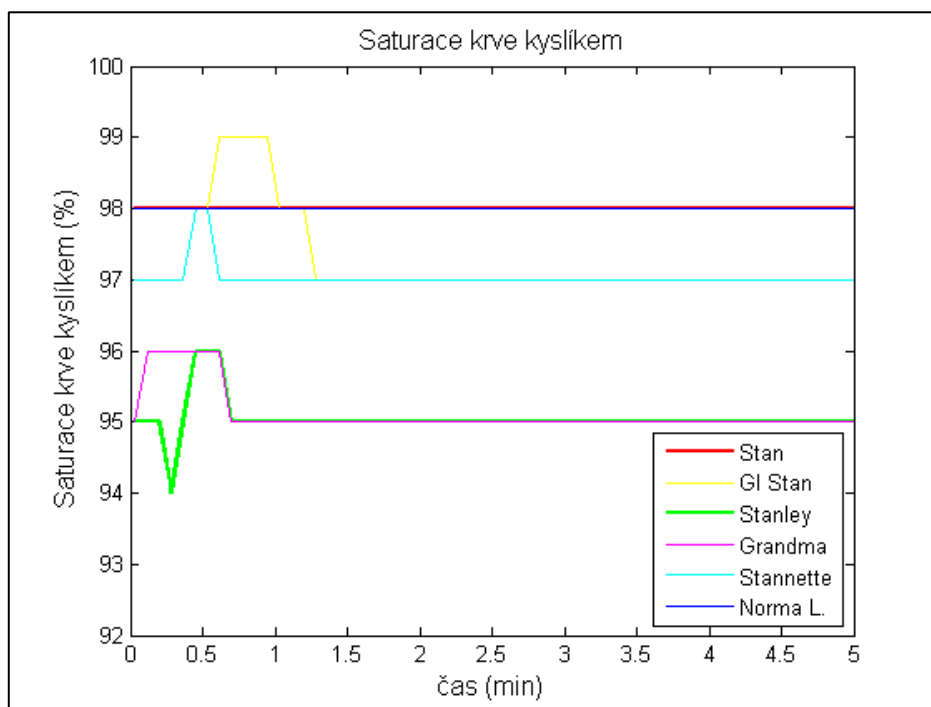
Graf 19: Frekvence dýchání.



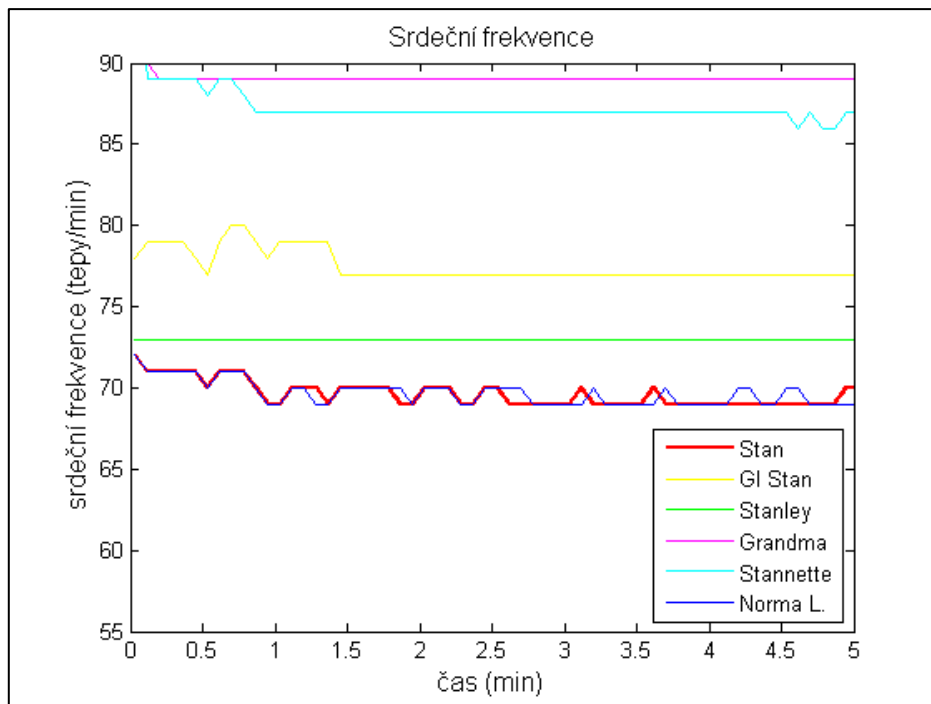
Graf 20: Parciální tlak oxidu uhličitého.



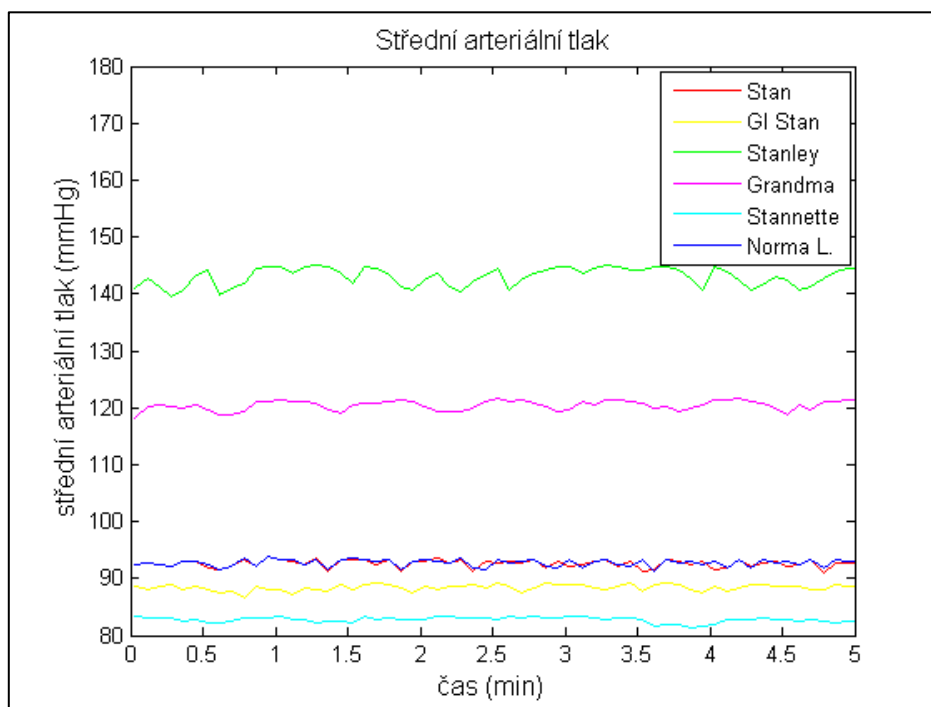
**Graf 21:** Parciální tlak kyslíku.



**Graf 22:** Saturace krve kyslíkem.

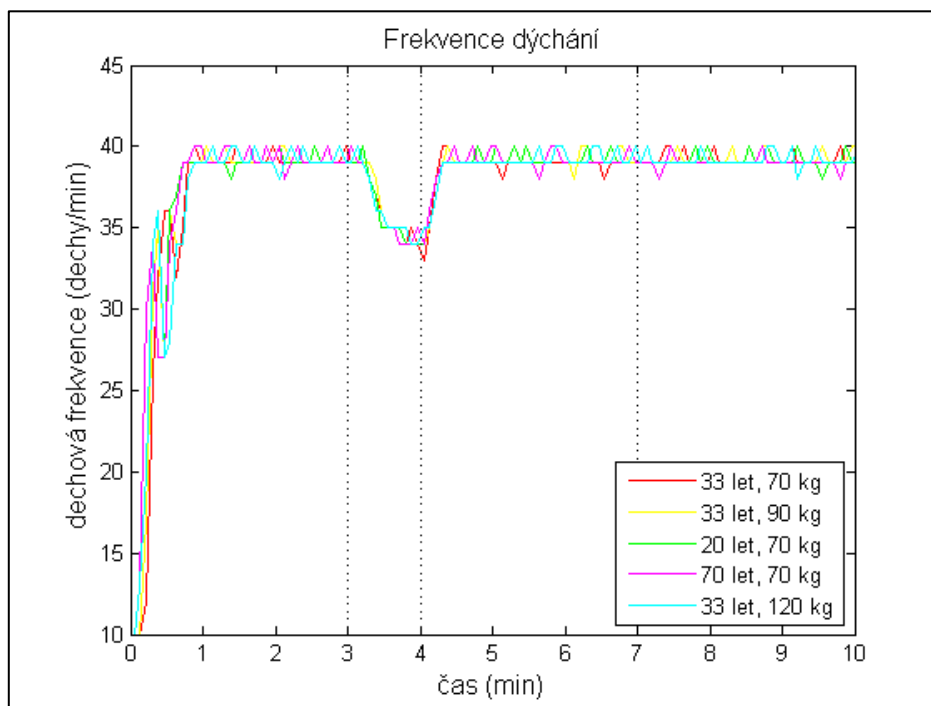


**Graf 23:** Srdeční frekvence.

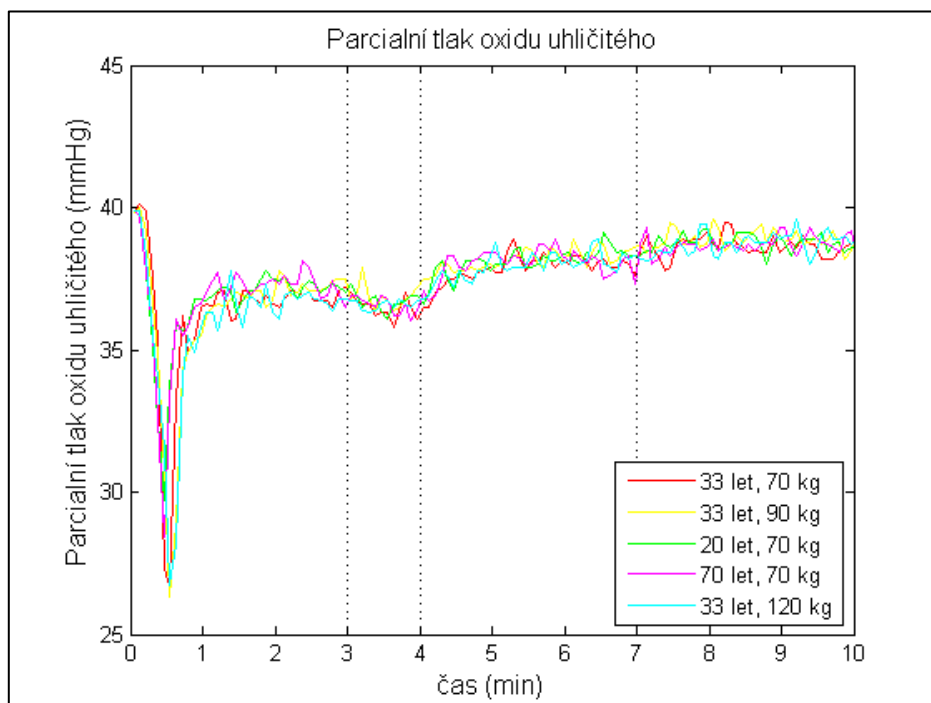


**Graf 24:** Střední arteriální tlak.

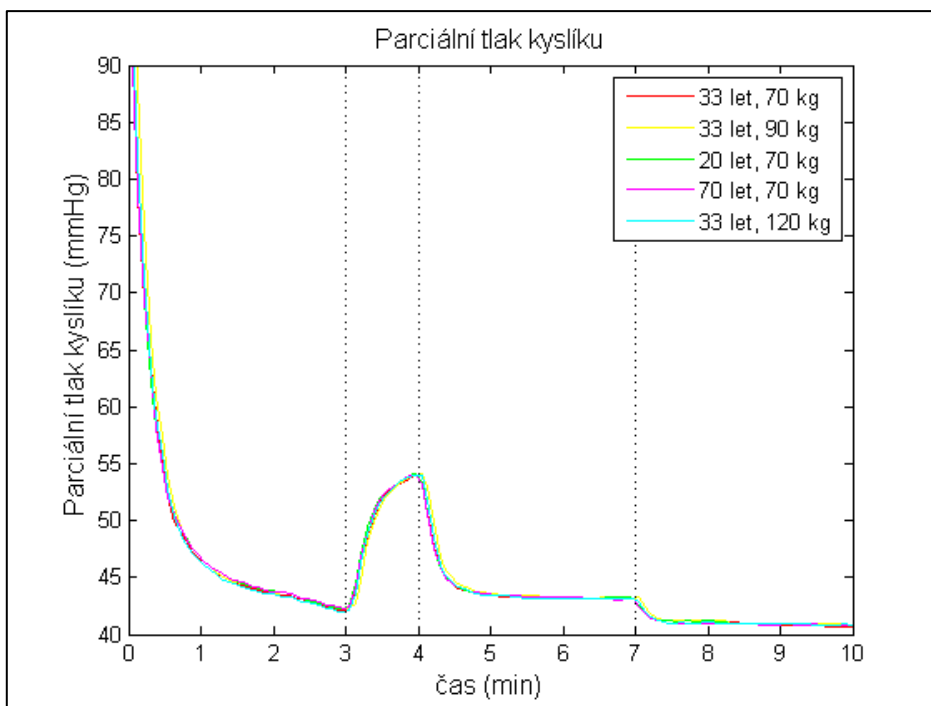
## Příloha B: Měření faktoru váhy a věku



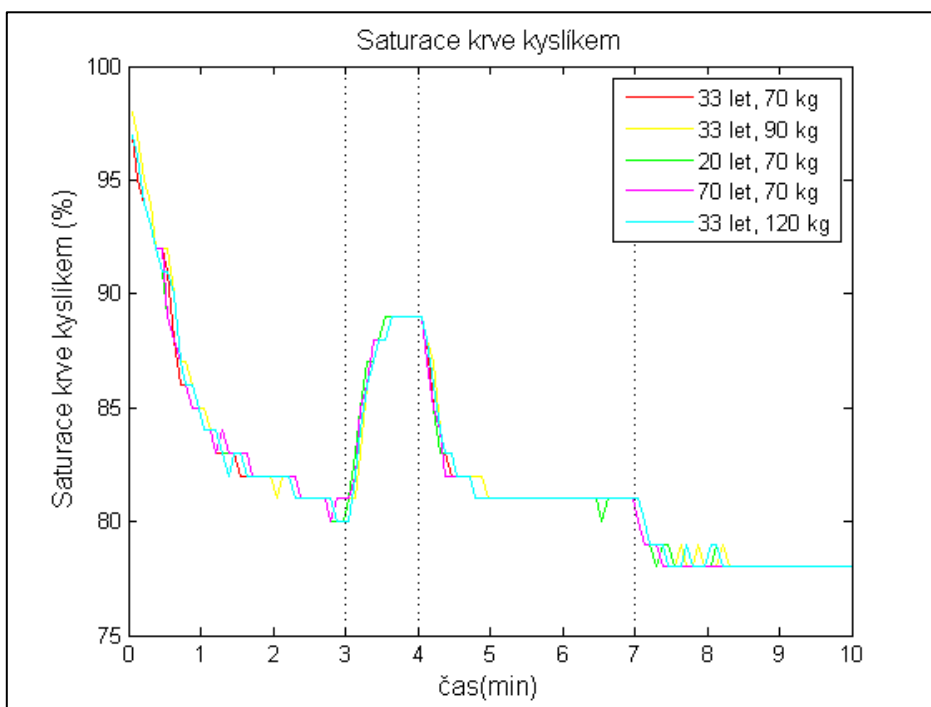
Graf 25: Frekvence dýchání.



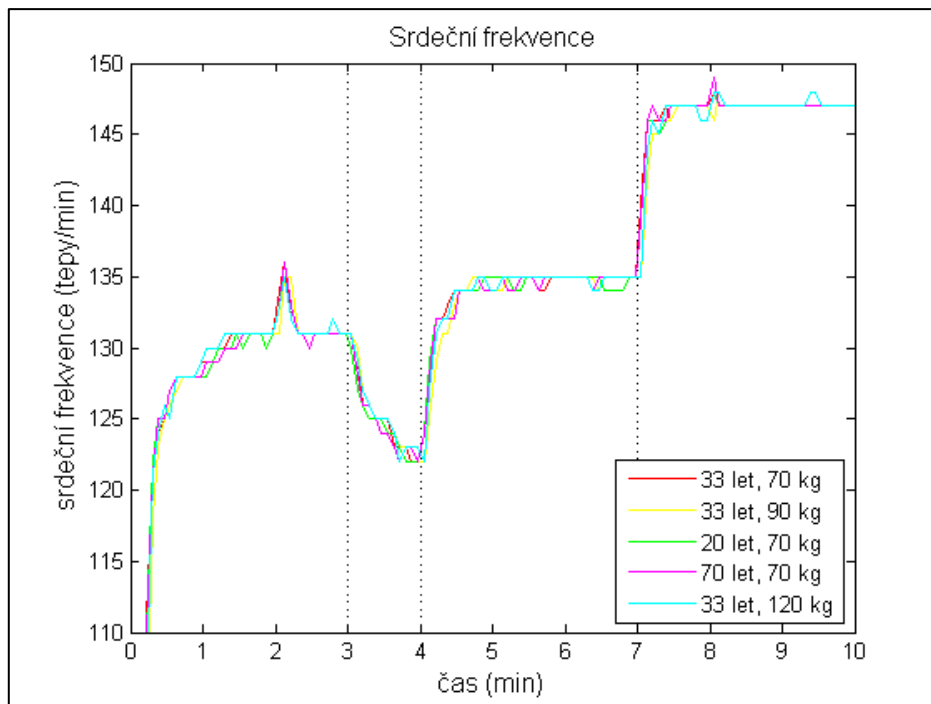
Graf 26: Parciální tlak oxidu uhličitého.



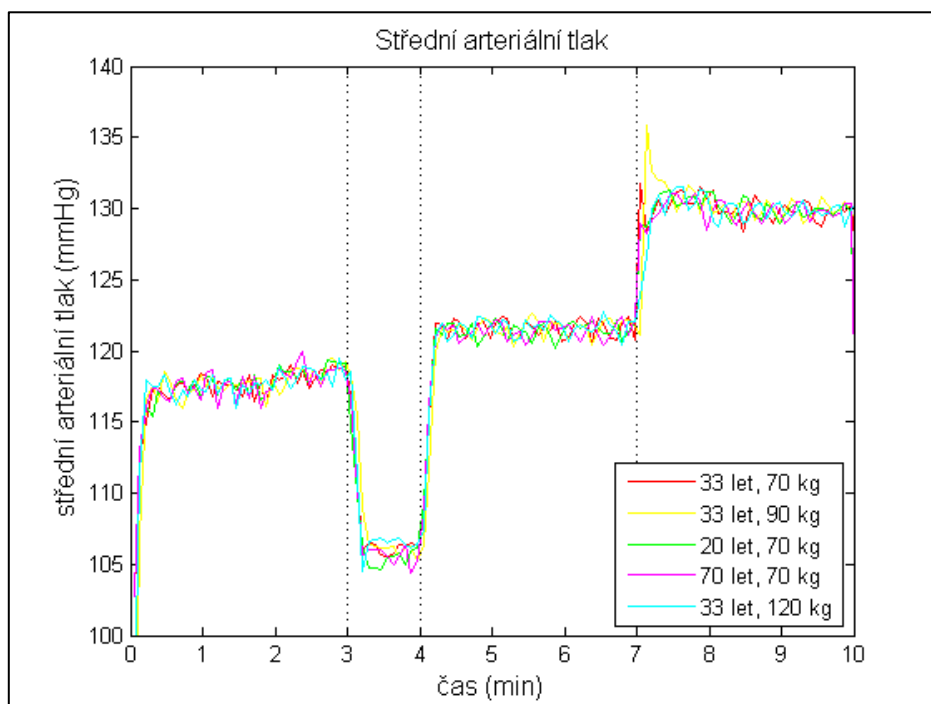
**Graf 27:** Parciální tlak kyslíku.



**Graf 28:** Saturace krve kyslíkem.

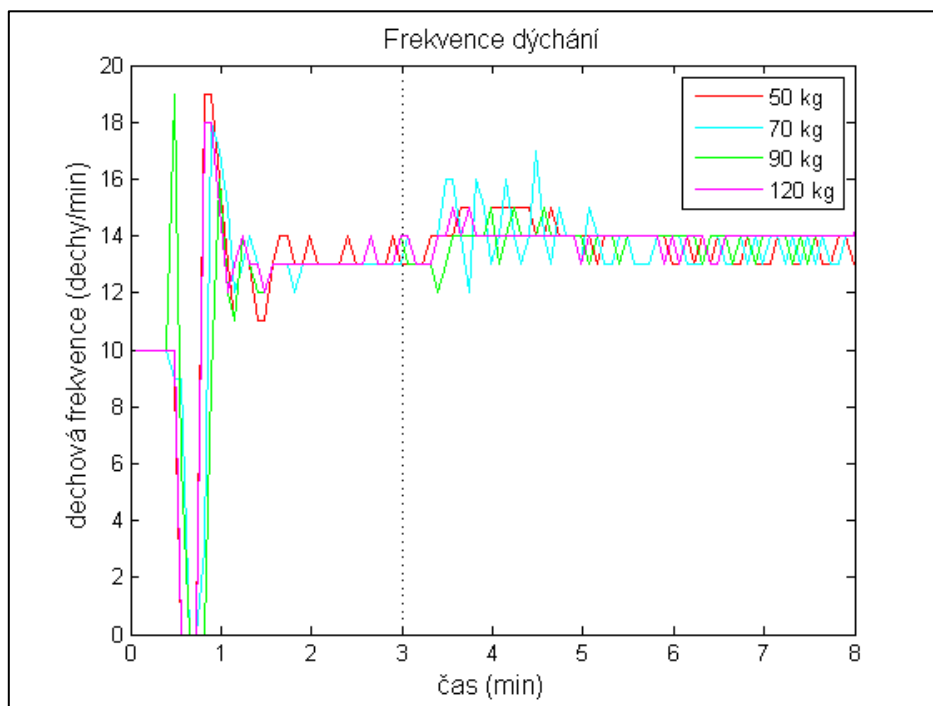


**Graf 29:** Srdeční frekvence.

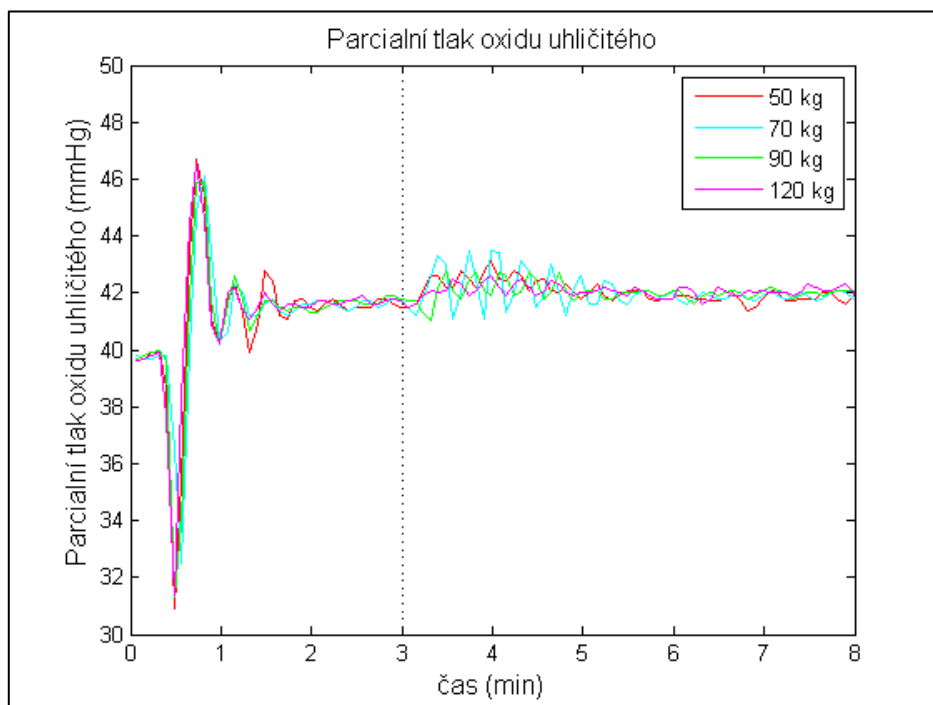


**Graf 30:** Střední arteriální tlak.

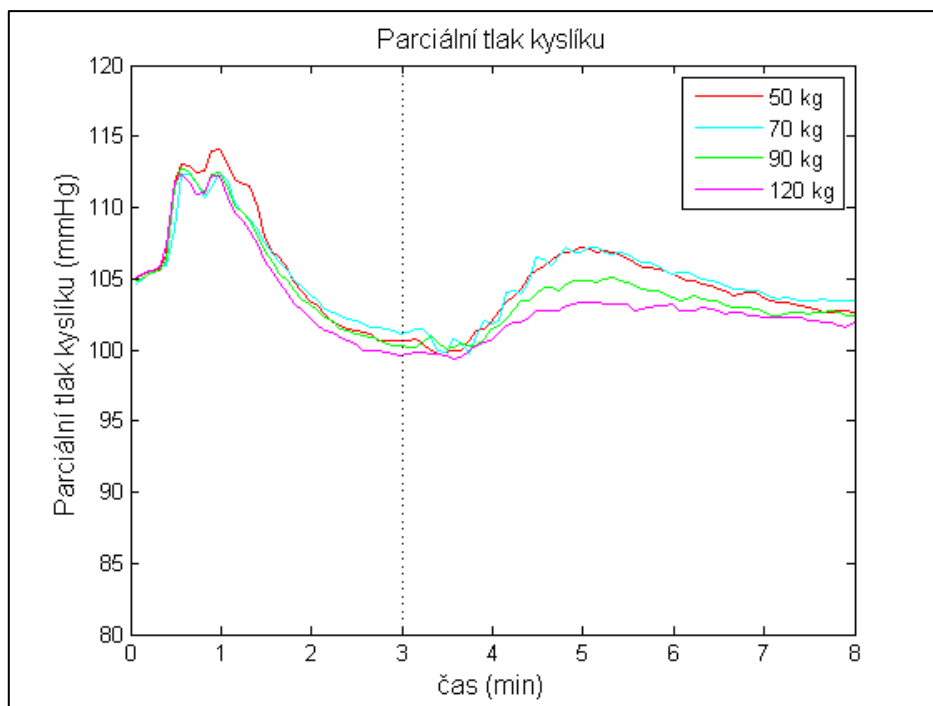
## Příloha C: Přidání léku



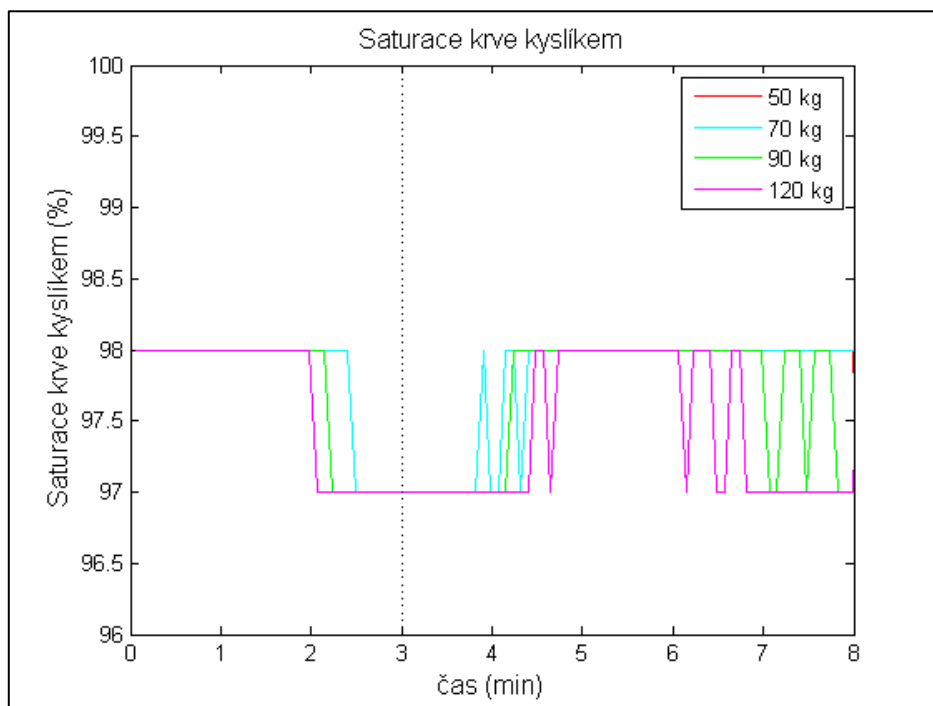
Graf 31: Frekvence dýchání.



Graf 32: Parciální tlak oxidu uhličitého.

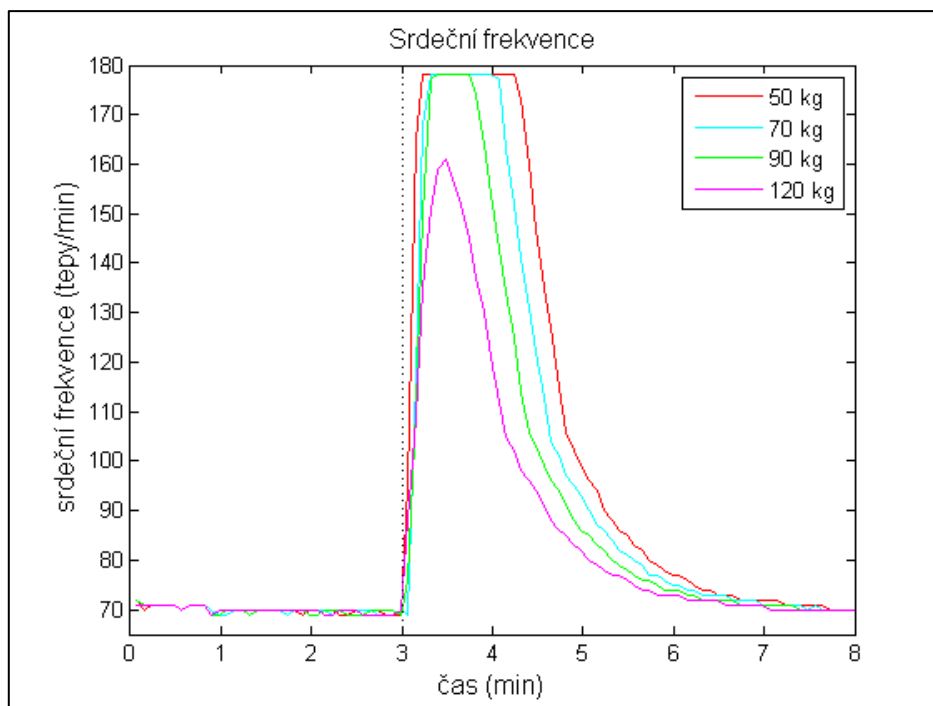


**Graf 33:** Parciální tlak kyslíku.

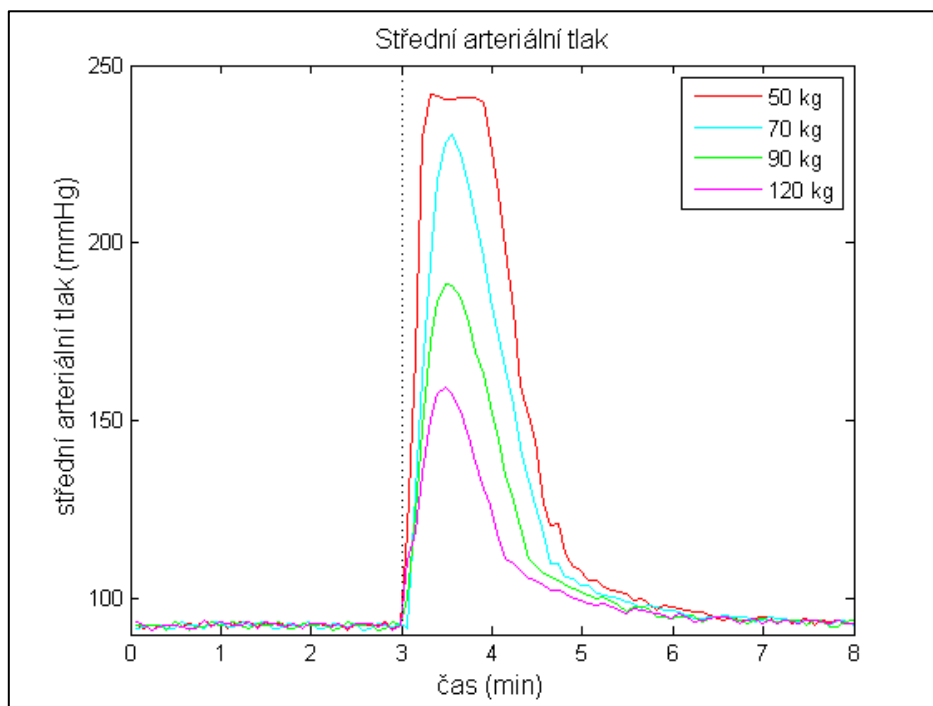


**Graf 34:** Saturace krve kyslíkem.



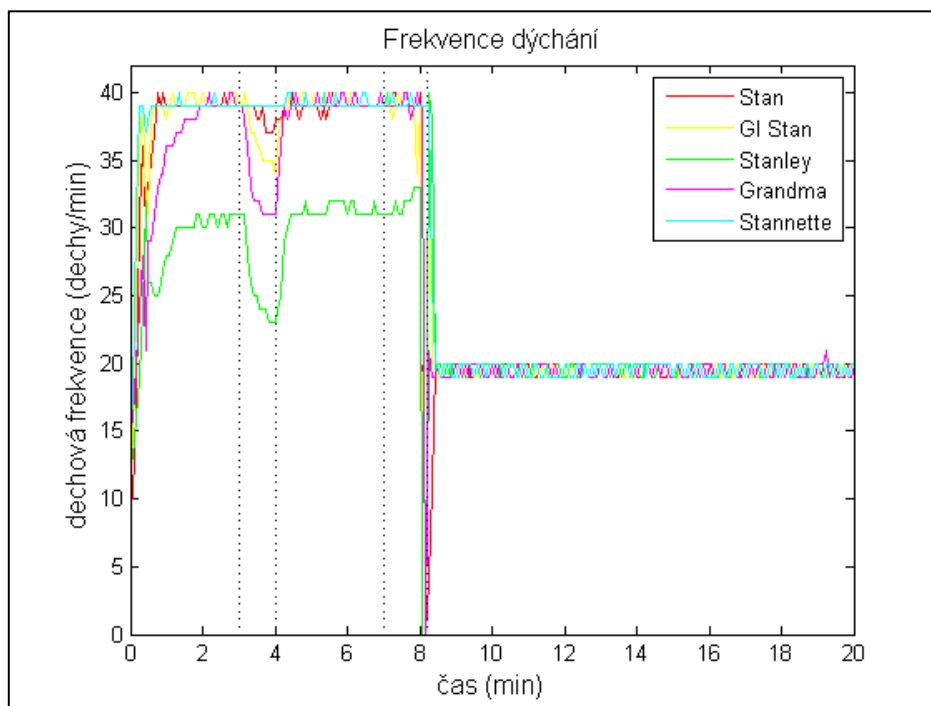


**Graf 35:** Srdeční frekvence.

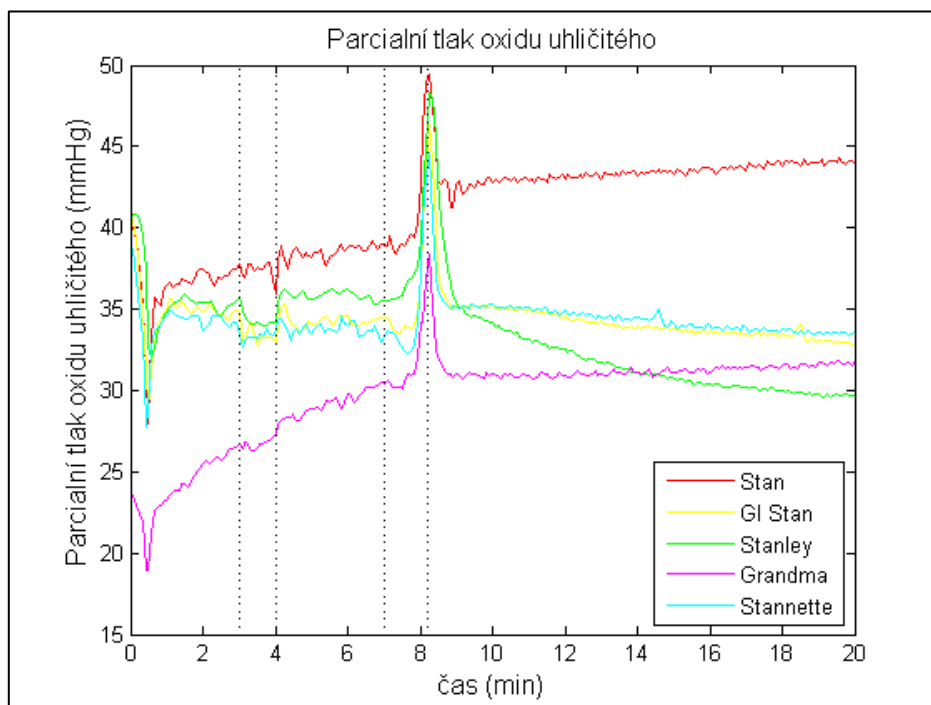


**Graf 36:** Střední arteriální tlak.

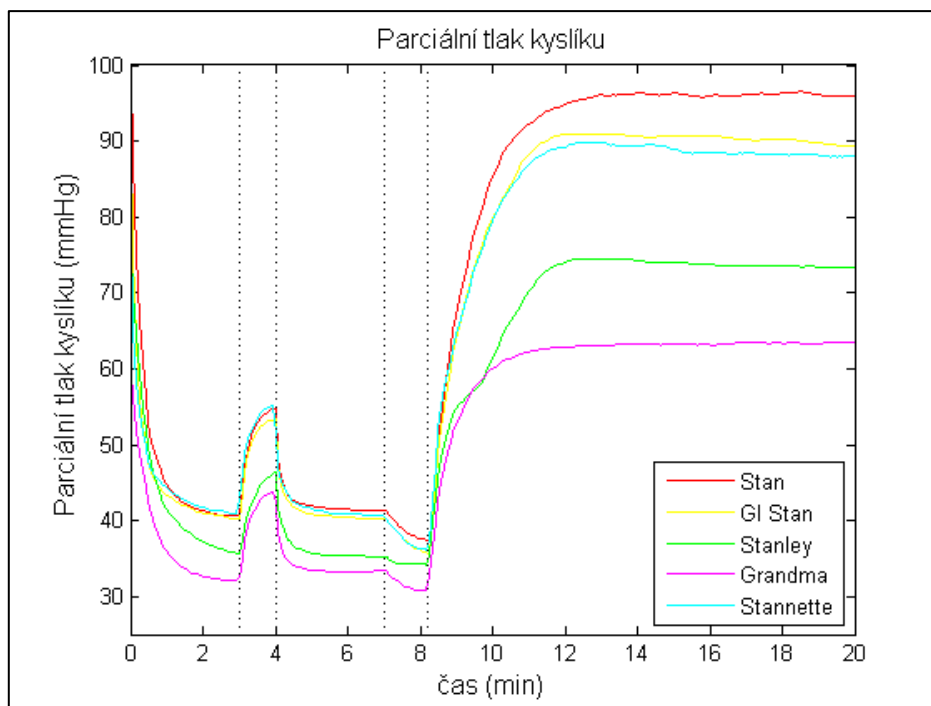
## Příloha D: Nově vytvořený scénář CHOPN



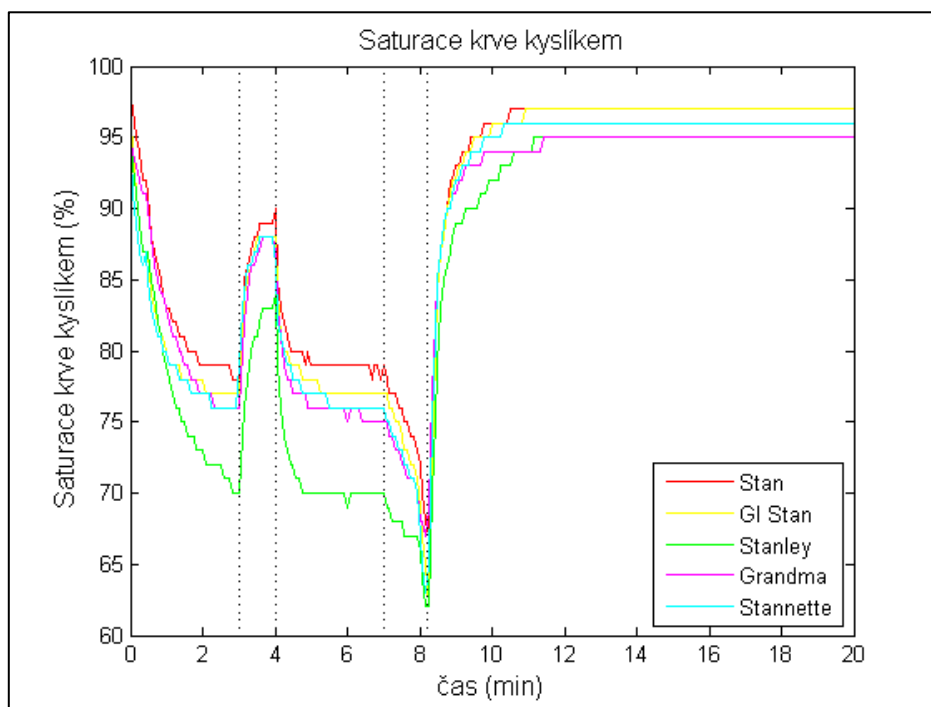
Graf 37: Frekvence dýchání.



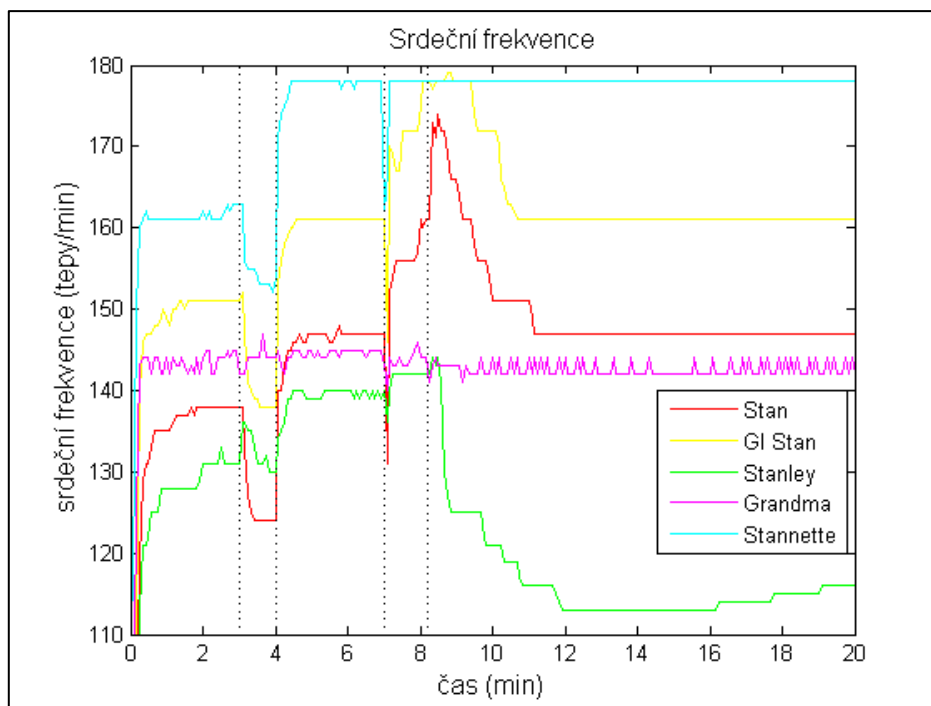
Graf 38: Parciální tlak oxidu uhličitého.



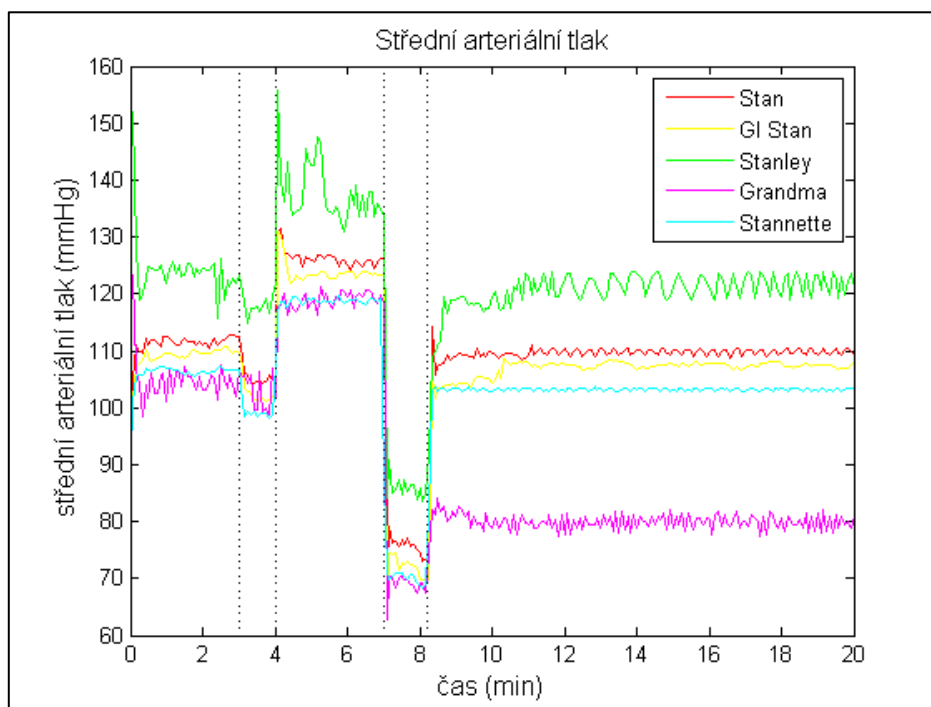
**Graf 39:** Parciální tlak kyslíku.



**Graf 40:** Saturace krve kyslíkem.



**Graf 41:** Srdeční frekvence.



**Graf 42:** Střední arteriální tlak.