



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Analýza netěsnosti dýchací soustavy během outdoorových  
lavinových experimentů**

**Analysis of gas leakage from breathing circuit during outdoor  
breathing experiments**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika

Vedoucí práce: MUDr. Lenka Horáková

**Lukáš Rak**

---

**Kladno 2023**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Rak** Jméno: **Lukáš** Osobní číslo: **499912**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská technika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Analýza netěsnosti dýchací soustavy během outdoorových lavinových experimentů**

Název bakalářské práce anglicky:

**Analysis of gas leakage from breathing circuit during outdoor breathing experiments**

Pokyny pro vypracování:

Analyzujte inspirační a expirační koncentrace kyslíku, oxidu uhličitého a oxidu dusného zaznamenané během outdoorových experimentů simulujících dýchání osob pod lavinou. Navrhněte a otestujte algoritmus pro detekci netěsnosti použité dýchací aparatury na základě detekce oxidu dusného v soustavě i změně koncentrací kyslíku a oxidu uhličitého.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Rafl, J., Kulhanek, F., Kudrna, P., et al., Response time of indirectly accessed gas exchange depends on measurement method, Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, 2017, doi:10.1515/bmt-2017-0070
- [2] Roubík K., Sieger L., Sýkora K., Work of Breathing into Snow in the Presence versus Absence of an Artificial Air Pocket Affects Hypoxia and Hypercapnia of a Victim Covered with Avalanche Snow: A Randomized Double Blind Crossover Study., PLoS One, ročník 10, číslo 12, 2015, Prosinec
- [3] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**MUDr. Lenka Horáková**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.**

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

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

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

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analýza netěsnosti dýchací soustavy během outdoorových lavinových experimentů“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně 18.5.2023

.....

Lukáš Rak

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval své vedoucí práce MUDr. Lence Horákové za trpělivost při vedení této práce. Také jí mnohokrát děkuji za cenné rady a pomoc s pochopením dané problematiky. Také bych rád poděkoval své rodině a přátelům za podporu během celého mého studia.

## **ABSTRAKT**

### **Analýza netěsnosti dýchací soustavy během outdoorových lavinových experimentů:**

Úmrtí v případě zasypání lavinou nastane nejčastěji z důvodu asfyxie. Z tohoto důvodu se konají experimenty simulující zasypání lavinou, které se zaměřují na zkoumání různých proměnných ovlivňujících dobu před nastáním tohoto kritického stavu. Během těchto experimentů je často používána speciálně navržená dýchací aparatura, u které hrozí její netěsnost, nebo přídechy probandů mimo tuto aparaturu. Tato bakalářská práce je zaměřena na tvorbu a testování algoritmu, který v datech ze zmíněných experimentů identifikuje přídechy. Vytvořený algoritmus byl použit pro analýzu dat ze tří simulovaných lavinových experimentů. Analýza byla prováděna v softwaru MATLAB a porovnávána s analýzou provedenou odborníkem. Analýza byla zaměřena na detekci netěsností a přídechů v expiračních a inspiračních křivkách CO<sub>2</sub> (oxid uhličitý) a O<sub>2</sub> (kyslík) a následné porovnání s křivkou koncentrací plynu N<sub>2</sub>O (oxid dusný), který sloužil jakožto kontrolní plyn pro detekci přídechů měřených subjektů. V experimentálních měření, ve kterých nebyla k dispozici data z N<sub>2</sub>O, byla analýza prováděna pouze v křivkách CO<sub>2</sub> a O<sub>2</sub>. Po provedení analýzy bylo zjištěno, že algoritmus označoval přídechy s úspěšností 89.47 %.

### **Klíčová slova**

Oxid uhličitý, kyslík, oxid dusný, detekce netěsností, dýchání pod sněhovou lavinou, outdoorové experimenty

## **ABSTRACT**

### **Analysis of gas leakage from breathing circuit during outdoor breathing experiments:**

Death in the case of avalanche is most often due to asphyxia. For this reason, experiments simulating avalanche burial have been conducted to investigate the various variables affecting the time before this critical condition occurs. During these experiments, a specially designed breathing apparatus is often used, which is at risk of leaking, or the probands inhaling outside this apparatus. This bachelor thesis focuses on the development and testing of an algorithm that identifies breaths in the data from these experiments. The developed algorithm was used to analyze data from three simulated avalanche experiments. The analysis was performed in MATLAB software and compared with the analysis performed by an expert. The analysis was focused on the detection of leaks and inhalations in the exhalation and inspiration curves of CO<sub>2</sub> (carbon dioxide) and O<sub>2</sub> (oxygen) and then compared with the concentration curve of N<sub>2</sub>O (nitrous oxide) gas, which served as a control gas for the detection of inhalations of the measured subjects. In experimental measurements in which N<sub>2</sub>O data were not available, analysis was performed only in the CO<sub>2</sub> and O<sub>2</sub> curves. After the analysis, it was found that the algorithm labeled the breaths with a success rate of 89.47%.

### **Keywords**

Carbon dioxide, Oxygen, Nitrous oxide, leak detection, breathing under avalanche snow, outdoor experiments

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk.....</b>	<b>8</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>9</b>
<b>2 Přehled současného stavu.....</b>	<b>10</b>
2.1 Výzkum dýchání pod lavinou .....	10
2.2 Dýchací aparatura a její těsnost.....	10
2.3 Měření plynů .....	12
2.4 Kapnometrie .....	12
2.5 Rebreathing .....	13
2.6 Oxid dusný jako „tracing gas“ .....	14
<b>3 Cíle projektu.....</b>	<b>16</b>
<b>4 Metody .....</b>	<b>17</b>
4.1 Lavinový outdoorový experiment .....	17
4.2 Subjekty.....	18
4.3 Monitorování subjektů během lavinových experimentů .....	20
4.4 Přídech.....	21
4.5 Algoritmus.....	22
4.6 Analýza dat.....	25
<b>5 Výsledky.....</b>	<b>26</b>
5.1 Detekované N <sub>2</sub> O.....	26
5.2 Úspěšné detekce .....	28
5.3 Neúspěšné detekce .....	29
5.4 Výsledky algoritmu .....	32
<b>6 Diskuse.....</b>	<b>35</b>
<b>7 Závěr .....</b>	<b>40</b>
<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>41</b>
<b>Příloha A.....</b>	<b>43</b>
Grafy ze studie P a G .....	43
<b>Příloha B.....</b>	<b>55</b>
Obsah přiloženého elektronického archivu.....	55

# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$V_T$	L	Dechový objem
$HR$	tep·min <sup>-1</sup>	Tepová frekvence
$SpO_2$	%	Saturace hemoglobinu kyslíkem
$FiO_2$	%	Nádechová frakce kyslíku
$EtO_2$	%	Výdechová frakce kyslíku
$FiCO_2$	%	Nádechová frakce oxidu uhličitého
$EtCO_2$	%	Výdechová frakce oxidu uhličitého
$FiN_2O$	%	Nádechová frakce oxidu dusného
$EtN_2O$	%	Výdechová frakce oxidu dusného
$BF$	min <sup>-1</sup>	Dýchací frekvence
$Paw$	cmH <sub>2</sub> O	Tlak v dýchacích cestách
$Qaw$	L·min <sup>-1</sup>	Objemový průtok v dýchacích cestách
BMI		Body Mass Index
$FEV_1$	cm <sup>3</sup> ·s <sup>-1</sup>	Vitální kapacita během nuceného výdechu za 1 vteřinu
$FVC$	cm <sup>3</sup>	Nucená vitální kapacita

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
CO <sub>2</sub>	Oxid uhličitý
O <sub>2</sub>	Kyslík
N <sub>2</sub> O	Oxid dusný
EKG	Elektrokardiograf
NIBP	Neinvazivně měřený krevní tlak



# 1 Úvod

Při zasypaní člověka lavinou je nejčastější příčinou smrti asfyxie neboli udušení. Každý člověk přežije pod sněhem různě dlouhou dobu, která je ovlivněna mnoha parametry. Z předchozích studií vyplývá, že mezi nejdůležitější patří hustota a míra vlhkosti sněhu a také velikost vzduchové kapsy, kterou má zasypaný před dýchacími cestami [1, 2]. Byla provedena již řada experimentů [2, 3], ve kterých zdraví dobrovolníci dýchali do sněhové kapsy a byla jim měřena koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého v nadechovaném a vydechovaném vzduchu. Protože pro správné vyhodnocení těchto studií je důležité, aby subjekty vdechovali pouze směs plynů z experimentální aparatury, bylo Roubíkem et al. zavedeno použití oxidu dusného jako tzv. tracing gas. Tento plyn byl přiveden do okolí dýchacích cest probandů a jeho koncentrace byla následně detekována v dýchané směsi plynů [3–5].

Netěsnost aparatury pro simulované lavinové experimenty může být buď na úrovni spojek jednotlivých nestandardních článků, nebo vlivem tzv. přídechů. Přídech je situace, kdy se subjekt experimentu částečně nebo zcela nadechne vzduchu, který není přiváděn do jeho dýchacích cest pomocí speciálně navrhnuté dýchací aparatury. Je tedy patrné míchání okolního vzduchu s dýchanou směsí v aparatuře, která má typicky sníženou koncentraci kyslíku a zvýšenou koncentraci oxidu uhličitého.

Detekce takovýchto přídechů je pro tyto experimenty velmi důležitá. V případě nedetekovaných přídechů se může délka celého experimentu prodloužit a zkreslit tak výsledná data studie. V případě detekce přídechu v reálném čase, lze dané měření na místě předčasně ukončit a následně opakovat bez potřeby zpětné analýzy, což výrazně ulehčuje průběhy těchto experimentů a snižuje tvorbu zkreslených dat. Z tohoto důvodu je důležité navrhnout a ověřit kontrolní systém, který by detekci těchto přídechů prováděl. Proto Roubík et al. přišel s návrhem použití oxidu dusného jakožto kontrolního plynu užitého pro detekci těchto přídechů [3].

## 2 Přehled současného stavu

### 2.1 Výzkum dýchání pod lavinou

Při zasypání člověka lavinou je asfyxie (dušení) jedním z nejčastějších důvodů úmrtí. Doba, po kterou člověk přežije zasypání pod sněhem se liší, ale obvyklá délka je do 35 minut [1]. Ovšem tuto dobu výrazně ovlivňuje několik faktorů. Na základě předchozích studií bylo zjištěno, že velké rozdíly způsobuje hustota a vlhkost sněhu, který lavinu tvoří. Hutnější sníh propouští méně vzduchu a ztěžuje dýchání kvůli zvýšení koncentrace oxidu uhličitého ( $\text{CO}_2$ ) a snížení kyslíku ( $\text{O}_2$ ) [2]. V rámci výzkumu těchto fenoménů, se během konaných experimentů měří expirační a inspirační koncentrace těchto plynů a jejich změna v čase. Dalším důležitým faktorem je přítomnost či nepřítomnost vzduchové kapsy před dýchacím ústrojím zasypaného [3]. V dřívější době již proběhly experimenty na toto téma, ale získané výsledky jsou rozporuplné. Vzhledem k tomu, že experimenty v horách se sněhem jsou velmi náročné na uspořádání, už jen i kvůli limitované dostupnosti sněhu během roku, byla již dříve provedena studie, ve které se zjišťovalo, který materiál by byl nejvíce podobný sněhu a mohl ho případně nahradit při experimentech. Z tohoto experimentu vyšel nejlépe perlit [4], který je svou hustotou a propustností vzduchu nejvíce podobný sněhu. Jeho další výhodou je možnost míchání s vodou, jelikož vodu dobře pojímá a díky tomu se jím dá simulovat různě vlhký sníh, jelikož vlhkost má také vliv na jeho propouštěcí podmínky [5]. Při návrhu těchto experimentů je sice možné subjekty zakrýt sněhem a simulovat tím uvíznutí v lavině [6, 7], ovšem to je spojeno s řadou rizik, takže řada experimentů simuluje dýchání do lavinového sněhu bez zasypání těla probanda [2, 3, 5].

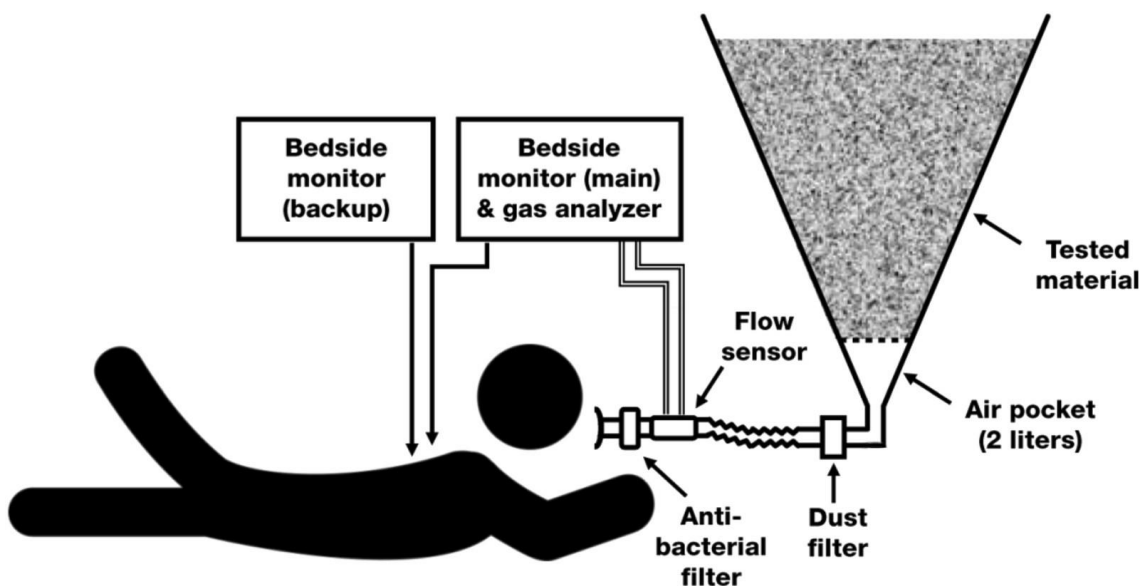
### 2.2 Dýchací aparatura a její těsnost

Subjekt během simulovaných lavinových experimentů dýchá do speciálně upravené aparatury, která vede do materiálu simulující lavinový sníh. Mění se, zda na dýchací aparaturu navazuje vzduchová kapsa ve zkoumaném materiálu či nikoliv a popřípadě poté jak je velká. V rámci standardizace je daná aparatura konstruována za použití součástek, které mají využití ve zdravotnictví, konkrétně v respirační terapii, a tím pádem i splňují mezinárodní normy, hlavně normu ČSN EN ISO 5356-1 [8]. V případě, že požadované součástky, převážně spojky, nejsou na trhu běžně dostupné, jsou poté speciálně navrhnutý a vyrobeny metodou 3D tisku.

Vzhledem k tomu, že aparatura je sestavená ze standardizovaných součástek a z na míru vytvářených komponent metodou 3D tisku, rizikem jsou netěsnosti takovéto aparatury. Netěsnosti mohou vznikat buď na úrovni spojení jednotlivých součástek, nebo

častěji v okolí náustku a nosního klipu. Roubík a kolegové proto navrhli, aby bylo monitorování přídechů zajištěno pomocí přítomnosti oxidu dusného ( $N_2O$ ) [3]. Je velmi důležité, aby použitá dýchací aparatura byla efektivní a zároveň šla dobře obsluhovat anesteziologickými specialisty, kteří na experimenty dohlížejí.

Optimalizací dýchacích aparatur pro tyto experimenty a uvedenou problematikou dávkování oxidu dusného do okolí aparatury pro případnou detekci netěsností se ve své bakalářské práci zabýval Jindřich Hrdina [9]. Aparatura, která se zatím používá pro tyto experimenty, má následující strukturu. Proband ležící na břiše dýchá skrz náustek do dýchací aparatury. Na začátku této aparatury je antibakteriální filtr, který má za úkol dýchaný vzduch zbavit od bakterií. Následně je vdechovaná a vydechovaná směs plynů analyzována monitory, které kromě analýzy plynů monitorují i další vitální funkce dobrovolníka. Za odběrovým místem pro analýzu plynů se nachází prachový filtr, který má za úkol pročistit plyny přicházející, jak k probandovi, tak i do měřících přístrojů. Následuje samotná nádoba na testovaný materiál ve tvaru kužele s hrdlem směřujícím dolů k dýchací aparatuře (viz obr. 2.1), která obsahuje měřenou vzduchovou kapsu a nad ní materiál simulující lavinový sníh. Na špičce kuželu se nachází místo pro zachyt vysrážené vody [5]. V experimentech prováděných Roubíkem a kolegy se v rámci použití  $N_2O$  jako detekčního plynu přivádí tento plyn do okolí dýchacích cest probanda a jeho koncentrace v dýchací směsi je rovněž monitorována.



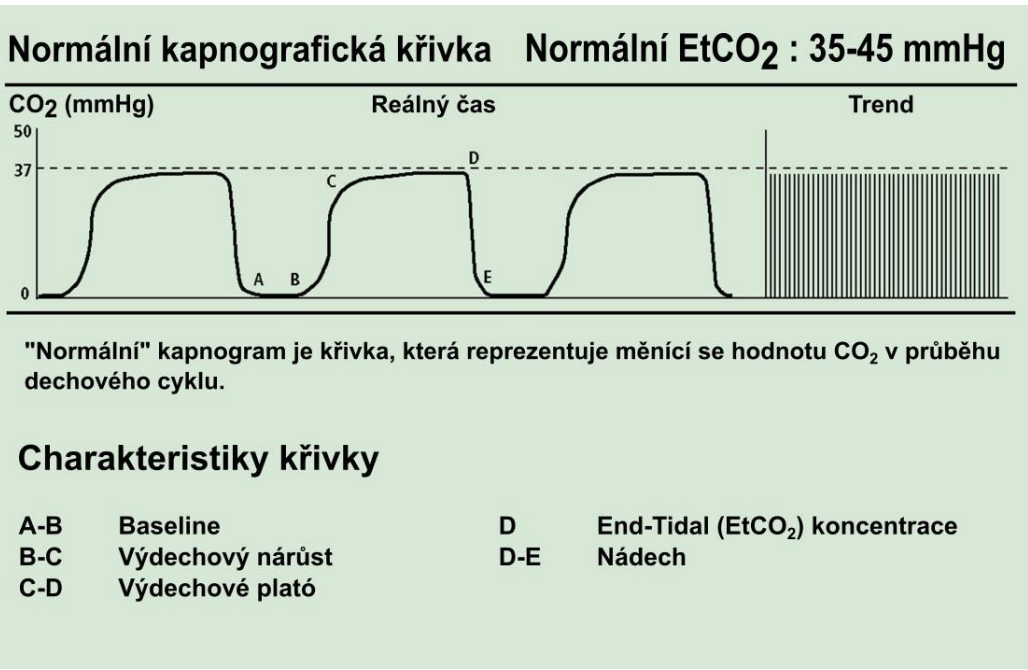
**Obrázek 2.1:** Schéma dýchací aparatury a připojení probanda. Převzato z [4].

## 2.3 Měření plynů

Během dýchacích experimentů je standardně prováděna kontinuální analýza plynů ve vydechované a vdechované směsi plynů. Koncentrace  $\text{CO}_2$  a  $\text{N}_2\text{O}$  je měřena na základě různé absorpce infračervených paprsků. Vzhledem k tomu, že míra absorpce infračerveného světla těmito plyny je známá, víme, že počet přítomných molekul, a tudíž i koncentrace daného plynu bude přímo úměrná této absorpci. Měření kyslíku probíhá na základě paramagnetické citlivosti. Magnet, díky kterému je možné spočítat rozdíl koncentrací od koncentrace v referenčním plynu, kmitá o frekvenci 165 Hz [14].

## 2.4 Kapnometrie

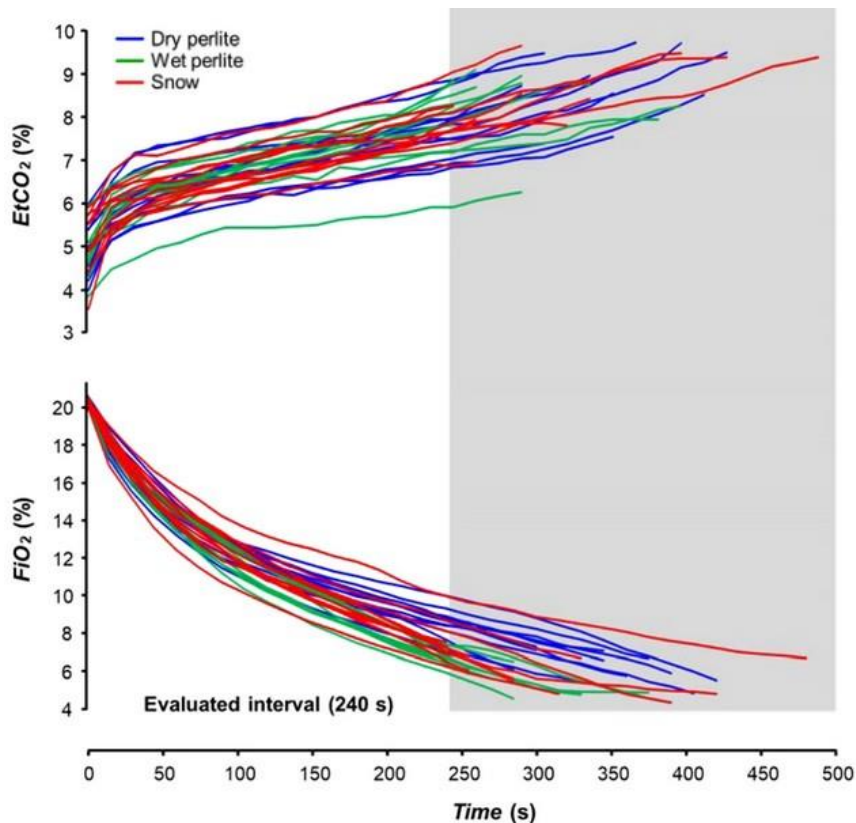
Kapnometrie je metoda měření koncentrace  $\text{CO}_2$  ve výdechu. Je založena na principu absorpce infračerveného světla. Podle množství absorbovaného infračerveného světla lze zjistit množství molekul  $\text{CO}_2$  v testovaném plynu, jelikož je této absorpci přímo úměrné. Oxid uhličitý je odpadní produkt při vydechování a hodnota jeho koncentrace se v průběhu dýchání mění. Při výdechu hodnoty  $\text{CO}_2$  stoupají z 0.03 % až na 5 %. Problém nastává, když touto metodou měřený člověk, začne mít potíže s dýcháním. Tyto potíže, mohou být různého typu, například špatná funkce plicních sklípků nebo nedostatek vzduchu k provedení normálního nádechu, se často projevují nárůstem hodnot koncentrací vydechovaného  $\text{CO}_2$ . Při nárůstu hodnot těchto koncentrací víme, že nedochází k ideální výměně plynů, ale část vydechovaného  $\text{CO}_2$  je vdechována zpátky. Tento jev se nám na kapnografické křivce projeví nárůstem maximálních hodnot v peaku a zároveň nevrácením se na počáteční baseline hodnotu. Tyto koncentrace se mohou zaznamenávat buďto číselně nebo jako grafický záznam v podobě křivky. Inverzní křivka k této křivce je také monitorovaná křivka expiračních a inspiračních koncentrací  $\text{O}_2$ , kde ovšem hodnoty koncentrací klesají. Tato metoda grafického záznamu se nazývá kapnografie a této křivce se říká kapnografická křivka a můžeme jí vidět na obrázku 2.2. Výsledkem kapnografie je kapnograf [10].



**Obrázek 2.2:** Základní průběh kapnografické křivky a její části. Upraveno dle [11].

## 2.5 Rebreathing

Během těchto experimentů z důvodu dýchání do vzduchové kapsy, dochází ke zpětnému vdechování již vydechnutého vzduchu, tzv. rebreathingu. Na kapnografické křivce je po připojení k soustavě typicky nenulová hodnota FiCO<sub>2</sub> (nádechová frakce oxidu uhličitého) a hodnota EtCO<sub>2</sub> (výdechová frakce oxidu uhličitého) i FiCO<sub>2</sub> postupně narůstají. Hodnoty FiO<sub>2</sub> (nádechová frakce kyslíku) a EtO<sub>2</sub> (výdechová frakce kyslíku) mají opačný průběh. Nárůst hodnot těchto koncentrací v čase z jedné analyzované studie je možný vidět na obrázku 2.3.



**Obrázek 2.3:** Křivky FiO<sub>2</sub> a EtCO<sub>2</sub> všech probandů studie [5] ve všech testovaných materiálech. Upraveno dle [5].

## 2.6 Oxid dusný jako „tracing gas“

Pro detekci přidechů byl oxid dusný (N<sub>2</sub>O) jako tzv. tracing gas poprvé použit ve studii Roubík et al. [3] a dále použit ve studiích [4, 5, 15]. Oxid dusný neboli „rajský plyn“ se již řadu let používá jako anestetikum, a tudíž jsou jeho vlastnosti dobře známy a je považován za bezpečný pro humánní účely. Je to plyn pro dýchací trakt člověka neškodný a nedráždivý [12] a jelikož je těžší než vzduch [13], je pro účely experimentu vhodný, protože se drží u země. Bývá přiváděn do okolí dýchacích cest subjektu, viz obrázek 2.4[5]. Z trubice na dýchání je odebírán vzorek do modulu E-CAiOVX (Datex-Ohmeda, Madison, WI, USA), ve kterém je implementován velmi senzitivní senzor na tento plyn. Tento senzor měří s přesností  $\pm (2 \text{ obj } \% + 2 \% \text{ z odečtu})$  [14] a pokud zaznamená stopu oxidu dusného, lze díky tomu poznat, že si subjekt přidechl vzduch z okolí dýchacích cest a nikoliv ze vzduchové kapsy uvnitř měřeného materiálu simulujícího lavinový sníh [5]. V případě takového přidechu je na grafu koncentrací N<sub>2</sub>O vidět nárůst jeho hodnot a následné smísení s vdechovanou a vydechovanou směsí plynů.



**Obrázek 2.4:** Způsob aplikace  $N_2O$  do okolí dýchacích cest subjektu během outdoorového dýchacího experimentu. Autor: Lenka Horáková

### **3 Cíle projektu**

Hlavním cílem bakalářské práce je vytvoření a otestování algoritmu pro analýzu dat z outdoorových lavinových experimentů za účelem detekce přídechů subjektů mimo experimentální aparaturu. Pro algoritmus jsou jako vstupní data použity změny průběhu kapnografické křivky a křivky inspiračních a expiračních koncentrací kyslíku a změny v koncentracích oxidu dusného, který v experimentech slouží jako tzv. tracing gas pro detekci netěsnosti použité dýchací soustavy. Výsledky detekce přídechů algoritmem jsou zhodnoceny dle manuální anotace přídechů lékařem.



## 4 Metody

V této bakalářské práci byla použita data celkem ze tří klinických studií, které simulovaly dýchání osob pod sněhovou lavinou. Základní průběh experimentů ve všech studiích byl shodný a zároveň byla použita stejná základní aparatura. Jednotlivé studie byly označeny pro tuto bakalářskou práci jako P, A a G, podle kódování probandů v původních studiích.

Z těchto tří studií byla jedna studie outdoorová a materiály použité pro simulaci lavinového sněhu byly sníh a perlit [5]. Zbylé dvě studie proběhly v laboratorních podmínkách [4, 15].

### 4.1 Lavinový outdoorový experiment

Při každém z experimentů probandi dýchali do různých materiálů simulujících lavinový sněh. Studie P [5] používala sníh a suchý a mokřý perlit, studie A [4] perlit, polystyren a piliny a poslední studie G [15] pouze perlit.

Základní průběh experimentu byl shodný. Na začátku každého experimentu si subjekt lehl na břicho, jelikož tato pozice je nejčastější pozicí lidí zasypaných lavinou [16]. Poté byl napojen na dýchací aparát a zahájil ustalovací fázi. Tato fáze sloužila k ustálení dýchání a změření baseline hodnot. Po skončení této fáze byl konec speciálně navržené dýchací aparatury připojen k materiálu simulujícímu lavinový sněh se vzduchovou kapsou. Během celého experimentu byl subjekt pod dohledem odborného anesteziologa a byly mu kladeny jednoduché matematické otázky, na které odpovídal zvednutím správného počtu prstů pro kontrolu úrovně vědomí subjektu. Experiment takto pokračoval, dokud nebyl ukončen. K ukončení mohla vést detekce plynu  $N_2O$ , a tedy detekce přídechu, žádost samotného probanda, příkaz dohlížejícího lékaře anebo dosažení předem stanoveného bezpečnostního limitu. Po ukončení experimentu byl subjekt odpojen od vzduchové kapsy, ale stále dýchal skrz dýchací aparaturu, a tudíž byly i nadále měřeny ventilační a fyziologické parametry. Po uplynutí stanovených dvou minut byl odpojen od dýchací aparatury úplně [5]. Schéma dýchací aparatury a poloha probanda jsou k vidění na obrázku 2.1.

## 4.2 Subjekty

Experimentu ve studii P se účastnilo 13 subjektů z nichž každý prošel třemi fázemi testování, tudíž dohromady bylo provedeno 39 experimentálních měření. Subjekty byly mužského pohlaví a všichni byli členy Armády České republiky a současně taktéž studenti Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Všichni probandi byli zdraví a v dobré formě. Všichni splňovali podmínky pro zařazení do experimentu: absenci vážného onemocnění dýchací a oběhové soustavy, akutního respiračního onemocnění a Tiffenauův index vyšší než 0.70 [5]. Všechny demografické parametry dále analyzovaných subjektů jsou k vidění v tabulce 4.1. Z těchto 39 měření bylo pro další analýzu vybráno 6 měření, u kterých byla detekována nenulová koncentrace N<sub>2</sub>O. Subjekty z této studie byly označovány jako P a číslo jejich měření např. P9, P11-1.

**Tabulka 4.1:** Demografické parametry subjektů ze studie P

<b>Parametr</b>	<b>Všichni probandi (n=4)</b>
Věk (roky)	23.5 ± 2.87 (21-28)
Váha (kg)	84.75 ± 10.78 (75-103)
Výška (cm)	177 ± 1.87 (175-180)
BMI (kg·m <sup>-2</sup> )	27.07 ± 3.61 (24.49-33.25)
FEV1	4.39 ± 0.48 (3.87-5.13)
FVC	4.55 ± 0.44 (4.06-5.18)
FEV1/FVC	0.96 ± 0.04 (0.91-1.00)

Zapsané hodnoty jsou ve formátu průměr ± směrodatná odchylka a rozsah (minimum–maximum). Zkratky: BMI—Body Mass Index; FEV1—Vitální kapacita během nuceného výdechu za 1 vteřinu; FVC—Nucená vitální kapacita [5].

Experimentu ve studii A se účastnilo 6 subjektů (5 mužů a 1 žena) ve věku 22.7 ± 0.9 let. Všichni probandi byli stejně jako ve studii P členy Armády České republiky a studenty Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Všechny demografické parametry subjektů jsou k vidění v tabulce 4.2. Subjekty experimentu byli zdraví a v dobré kondici a dle American Society of Anesthesiologist byli klasifikováni do třídy ASA I [4, 17]. Data z těchto experimentů neobsahovala křivky průběhu koncentrací N<sub>2</sub>O, a proto byla data použita pouze pro tvorbu a trénování algoritmu. N<sub>2</sub>O byl zobrazen pouze v rámci

trendových dat. Subjekty z této studie byly označovány jako A a číslo jejich měření např. A1-1, A6-3.

**Tabulka 4.2:** Demografické parametry subjektů ze studie A

<b>Parametr</b>	<b>Všichni probandi (n=6)</b>
Věk (roky)	22.7 ± 0.9 (22-24)
Váha (kg)	77.5 ± 8.8 (64-89)
Výška (cm)	179.3 ± 6.9 (171-188)
BMI (kg·m <sup>-2</sup> )	24.0 ± 1.4 (21.6-25.7)
FEV1	5.4 ± 1.0 (3.8-6.4)
FVC	6.5 ± 1.2 (4.4-7.8)
FEV1/FVC	0.83 ± 0.02 (0.79-0.86)

Zapsané hodnoty jsou ve formátu průměr ± směrodatná odchylka a rozsah (minimum–maximum). Zkratky: BMI—Body Mass Index; FEV1—Vitální kapacita během nuceného výdechu za 1 vteřinu; FVC—Nucená vitální kapacita [4].

Experimentu G se účastnilo 13 subjektů ve věku  $22.4 \pm 1.3$  let. Jejich demografické parametry jsou k vidění v tabulce 4.3. Z měření na těchto 13 subjektech bylo pro analýzu vybráno pouze 12 měření. Z těchto 12 měření musela být ještě 2 dodatečně vyřazena pro neúplnost měřených dat. Subjekty z této studie byly označovány jako G a číslo jejich měření např. G14-2, G16.

**Tabulka 4.3:** Demografická parametry subjektů ze studie G

<b>Parametr</b>	<b>Všichni probandi (n=13)</b>
Věk (roky)	$22.4 \pm 1.3$
Váha (kg)	$78.1 \pm 10.1$
Výška (cm)	$175.7 \pm 6.4$
BMI ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$ )	$25.2 \pm 2.4$
FEV1	$3.7 \pm 0.6$
FVC	$4.1 \pm 0.7$

Zapsané hodnoty jsou ve formátu průměr  $\pm$  směrodatná odchylka. Zkratky: BMI—Body Mass Index; FEV1—Vitální kapacita během nuceného výdechu za 1 vteřinu; FVC—Nucená vitální kapacita [15].

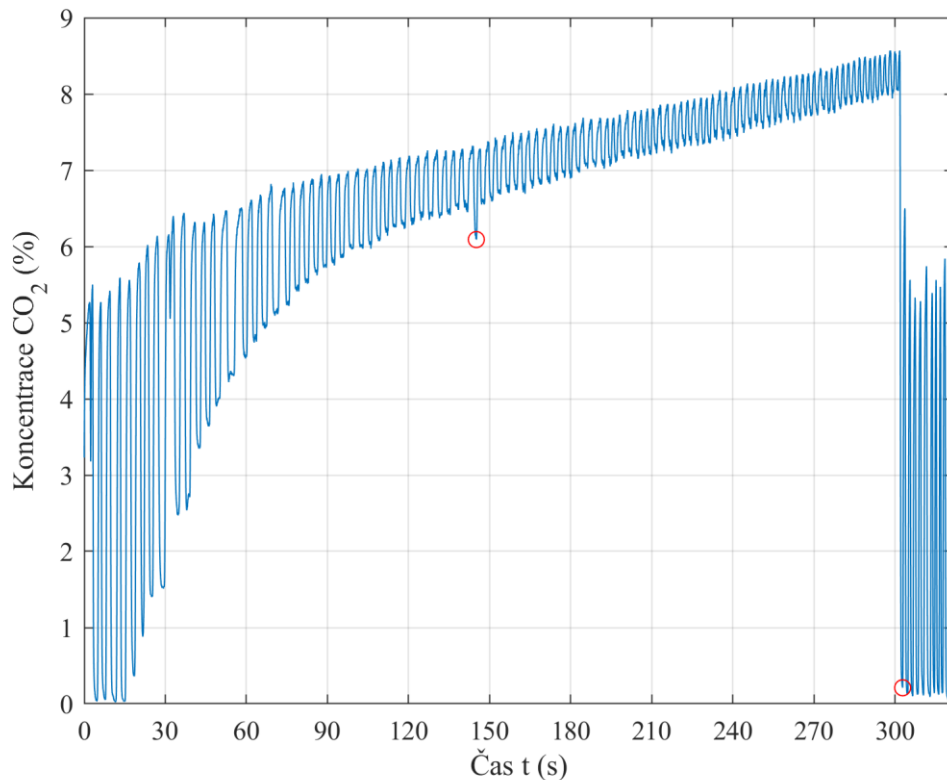
Všechny tyto studie byly schváleny etickou komisí.

### 4.3 Monitorování subjektů během lavinových experimentů

Vitální funkce probandů byly během těchto experimentů monitorovány. Standardně byly měřeny následující parametry: elektrokardiografie (EKG), tepová frekvence (*HR*), neinvazivně měřený krevní tlak (*NIBP*) a periferní saturace kyslíkem (*SpO<sub>2</sub>*). Pro tyto účely byl použit monitor Datex Ohmeda S5 (Datex-Ohmeda, Madison, WI, USA), do kterého se odebírá proudící vzduch ze speciálně vyrobené aparatury. Na speciálně vyrobenou aparaturu byl také připojen měřicí modul E-CAiOVX (Datex-Ohmeda, Madison, WI, USA), který zajišťoval měření nádechových a výdechových frakcí kyslíku (*FiO<sub>2</sub>*, *EtO<sub>2</sub>*), oxidu uhličitého (*FiCO<sub>2</sub>*, *EtCO<sub>2</sub>*) a oxidu dusného (*FiN<sub>2</sub>O*, *EtN<sub>2</sub>O*). Dále se díky senzoru D-Lite (Datex-Ohmeda, Madison, WI, USA) měřila: dýchací frekvence (*BF*), dechový objem (*V<sub>T</sub>*), tlak v dýchacích cestách (*Paw*) a proud vzduchu (*Qaw*). Tento tlak a proud bylo možné změřit díky Venturiho efektu a Pitotově tlaku [14]. Datex-Ohmeda S5 potřeboval pro analýzu odebírat 80ml/min, takového množství nebyl problém u testování dospělých jedinců [2].

## 4.4 Přídech

Pro tvorbu algoritmu bylo potřebné definovat přídech probanda. V nadechovaném vzduchu se nachází přibližně 21 % kyslíku a 0.04 % oxidu uhličitého, ve vydechovaném pak okolo 16 % kyslíku a 4 % oxidu uhličitého [18]. Toto je způsobeno tím, že kyslík je ze vzduchu odebírán v plicích pomocí alveolů a je částečně nahrazován oxidem uhličitým, který je poté vydechován [19]. Jak již bylo řečeno v kapitole 2.3, během simulovaného dýchání do sněhové laviny dochází k tzv. rebreathingu, tedy progresivnímu snižování  $F_{iO_2}$  a zvyšování  $F_{iCO_2}$ . Pokud si během experimentů proband přidechne, dojde ke smísení směsi plynů se sníženou koncentrací  $O_2$  (a zvýšenou koncentrací  $CO_2$ ) se vzduchem, který obsahuje normální koncentrace těchto plynů. Jako přídech je tedy v rámci algoritmu brán takový nádech probanda, při kterém je v analyzované směsi plynů koncentrace  $O_2$  vyšší a  $CO_2$  nižší než u předchozích nádechu. Zřetelnost tohoto přidechnutí je dána tím, že měřený subjekt si přidechne okolní vzduch, který má standardní složení plynů, které se koncentračně liší od složení vzduchu již částečně vydýchaného. Z tohoto důvodu byl jako přídech definován rozdíl vrcholu křivky  $O_2$  při nádechu vzhledem k vrcholu křivky při předchozím nádechu o 0.05 %. Stejná hodnota byla použita i pro vyhodnocení přidechu  $CO_2$  s tím rozdílem, že u křivky  $CO_2$  nejde o vrchol, ale o nejnižší bod na křivce, jelikož je křivka  $CO_2$  ku křivce  $O_2$  inverzní. Vzhledem k fyziologickým principům byla pro pozitivní vyhodnocení přidechu nutná změna v koncentracích obou plynů. Příklad značení přidechu je k vidění na obrázku 4.1. Hodnota vyhodnocená jako přídech u koncentrací  $N_2O$  byla nastavena na 0.38 %. Hodnota 0.04 %  $N_2O$ , která se u vyhodnocovaných dat často vyskytuje, byla na základě pilotní analýzy brána za baseline hodnotu, a tudíž nebyla hodnocena jako pozitivní detekce.



**Obrázek 4.1:** Příklad značení přídechů detekovaných algoritmem. Přídech je na křivce označen barevným kolečkem v tomto případě červeným.

## 4.5 Algoritmus

Schématický popis algoritmu je vidět na obrázku 4.2. Algoritmus nejprve načte data z Excel dokumentu, ve kterých následně vyhledá oblast, která se má hodnotit. Tato oblast je vyhledána přes maximum a minimum, které odpovídá konci následně vykresleného grafu. Jako bod, od kterého je graf k tomuto maximum či minimum vykreslen, tedy levý okraj grafu, je nastavena nejbližší hodnota 0.6 k pravé hranici v případě CO<sub>2</sub> a nejbližší hodnota 20.8 k pravé hranici v případě O<sub>2</sub>. Z důvodu individuality probandů byla hodnota v případě CO<sub>2</sub> u některých měření manuálně upravena nejčastěji na hodnotu 0.5. K těmto hraničním hodnotám se následně připočítává a odečítá čas, který chci na grafu nechat zobrazený před a po samotném experimentu. Algoritmus poté na takto ohraničená data použije funkce `islocalmin` a `islocalmax`, které detekují vrcholy v křivkách detekovaných plynů. Tyto funkce vytvoří logický vektor nul a jedniček, se kterým algoritmus následně pracuje. Po převedení do soustavy `double` algoritmus zjistí pozici jedničky ve vektoru, která symbolizuje detekovaný přídech. Tyto pozice jsou následně profiltrovány, aby se nezpracovávaly vrcholy mimo samotný experiment. Algoritmus poté zjistí hodnotu detekovaného vrcholu na základě, které probíhá samotné vyhodnocení přídechu.

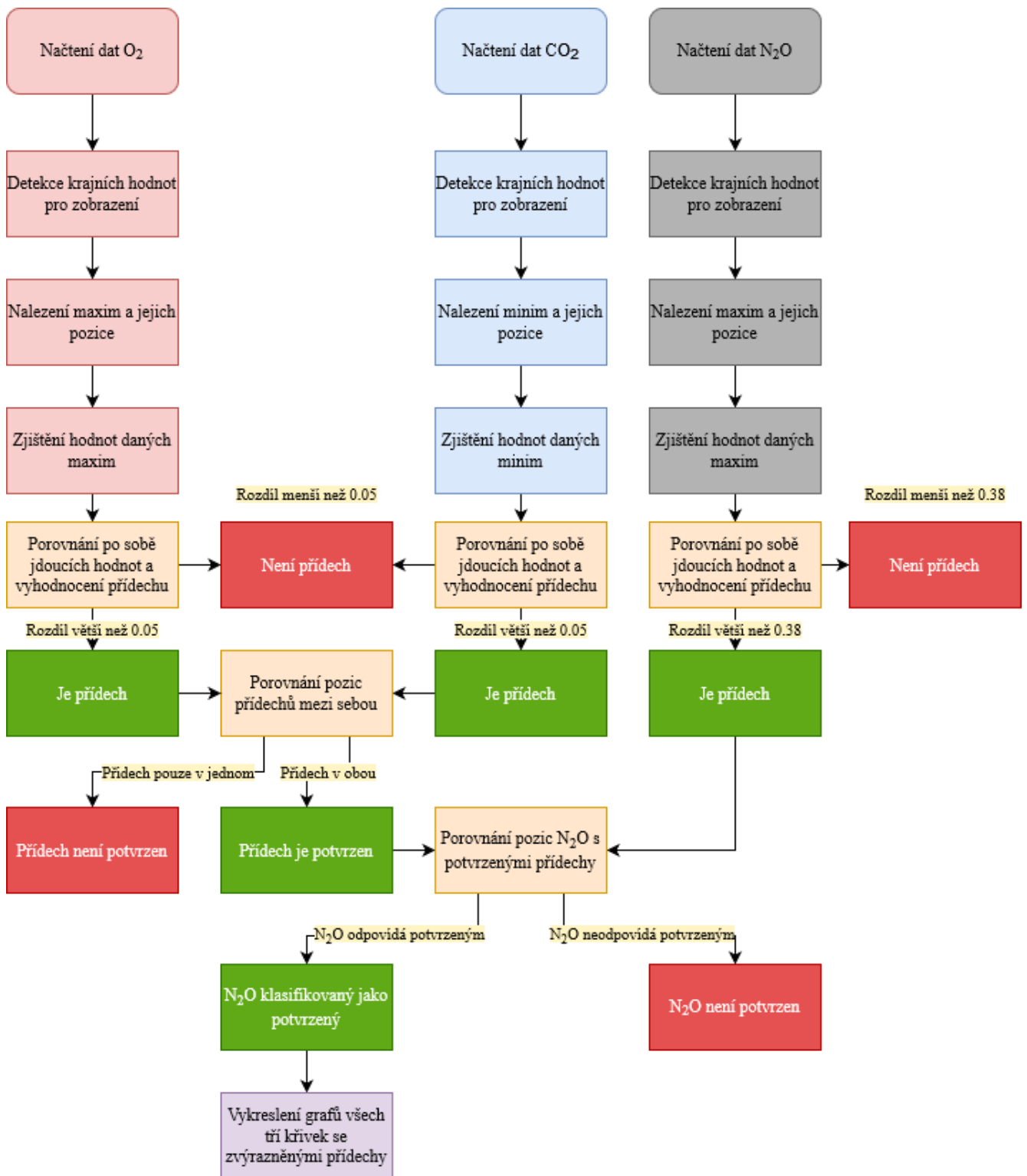
Jak bylo již řečeno v kapitole 4.4, jako přídech je vyhodnocen rozdíl hodnot po sobě jdoucích vrcholů větší než 0.05. Pokud je rozdíl větší, algoritmus si pozici tohoto vrcholu

zapíše a pokud je rozdíl menší tak hodnotu nezapisuje. Následně porovná pozice těchto protříděných vrcholů se všemi vrcholy původně označenými a neoznačené vrcholy odstraní z logického vektoru, tedy nahradí logickou jedničku logickou nulou. Takto probíhá detekce přídechů jak v hodnotách CO<sub>2</sub>, tak v hodnotách O<sub>2</sub>.

Druhá část algoritmu porovnává detekované přídechy v obou plynech mezi sebou. Jako finální přídechy, které jsou i následně vykreslené na finálním výstupu, jsou tedy označeny pouze přídechy, které byly algoritmem detekovány jak v hodnotách CO<sub>2</sub>, tak v hodnotách O<sub>2</sub>. Vzhledem k posunu křivek vůči sobě, resp. posunem nádechu a výdechu jsou jakožto shodné přídechy brány přídechy v rozmezí  $\pm 10$  pozic. Tato hodnota byla zvolena na základě vzorkovací frekvence dat, která byla 25 Hz. Příklad tohoto posunu je vidět na obrázku 4.3.

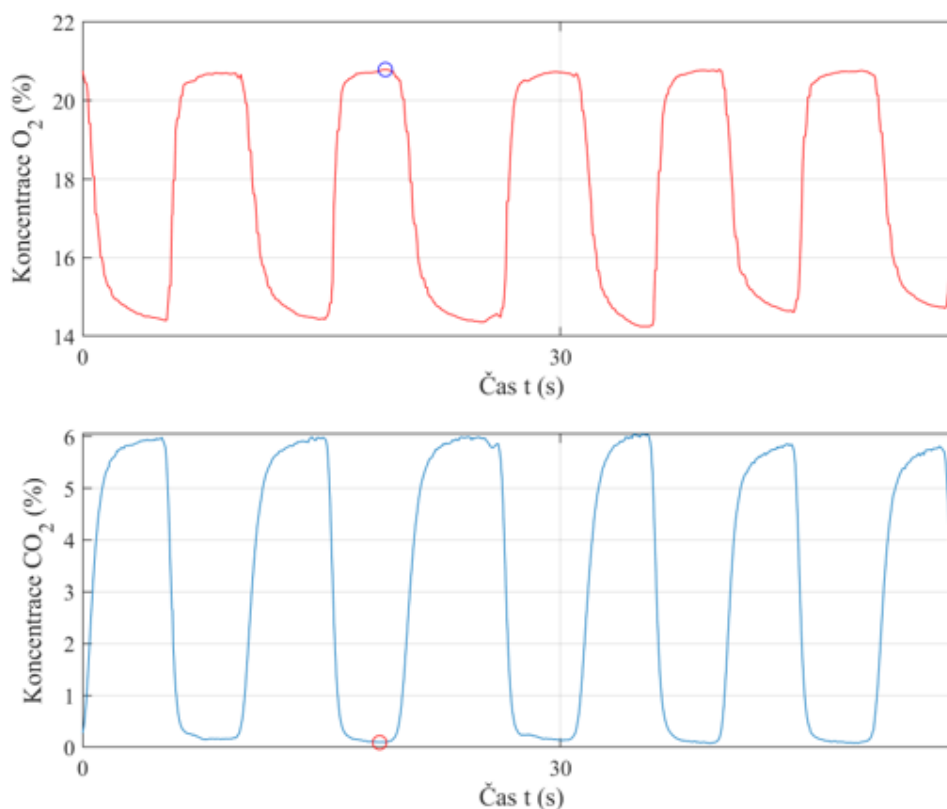
Poslední část algoritmu vyhledává přídechy u hodnot N<sub>2</sub>O, pokud byly tyto hodnoty měřeny. V případech, že hodnoty měřeny nebyly, byl do excelu přidán sloupec nul pro funkčnost algoritmu. Jako přídechy byly brány nárůsty hodnot vyšší nebo rovny 0.38, jak bylo již zmíněno v kapitole 4.4. Tyto detekované přídechy byly následně porovnány s finálními přídechy z hodnot O<sub>2</sub> a ponechány byly pouze ty, které souhlasily pozicí v rozmezí  $\pm 10$ . Všechny tři finálně označené křivky byly následně vykresleny do grafu užitím funkce plot a tiledlayout.

Pro data ze studie A, byl vytvořen ještě jeden program vykreslující pouze trendová data, která byla zaznamenávána po celou dobu, ovšem pouze s frekvencí 1 Hz. Tyto grafy jsou dostupné v elektronické příloze této práce.



Obrázek 4.2: Schéma rozhodování algoritmu.





**Obrázek 4.3:** Příklad vzájemného posunu kapnografické křivky a křivky expiračních a inspiračních koncentrací  $O_2$ .

## 4.6 Analýza dat

Data byla během všech experimentů zaznamenávána softwarem S5 Collect (S5 Collect software, Madison, WI, USA) [5]. V první části této práce byla analyzována data od 3 subjektů ze studie P. Tyto subjekty byly vybrány na základě nenulové detekce přídechu pomocí detekčního systému s plynem  $N_2O$ . Analyzovaná data z této studie byla rozšířena o jeden soubor dat, u kterého nebyla pozitivní detekce  $N_2O$ , za účelem příkladu průběhu experimentu bez přídechu. Ze studie G bylo analyzováno 10 měření a ze studie A žádná, jak bylo již řečeno v kapitole 4.2.

Analyzována byla pouze data v průběhu samotného experimentu, bez úvodní ustalovací fáze a bez fáze následující ihned po odpojení. Během samotného dýchání probanda do testovaného materiálu by měl proband dýchat směs plynů výlučně přes dýchací aparaturu napojenou na testovaný materiál, a proto je v této fázi nutná detekce případných přídechů. V ustalovací a zotavovací fázi již proband dýchá okolní vzduch a detekce přídechů je tedy irelevantní. Pro lepší přehlednost bylo před připojením i po odpojení ponecháno 10 až 20 sekund záznamu.

Analýza byla provedena algoritmem vytvořeným v softwaru MATLAB 2022b (The MathWorks, Inc., USA). Výsledné vyhodnocení algoritmu bylo následně porovnáno s vyhodnocením provedeným expertem a byla určena přesnost algoritmu.

## 5 Výsledky

Všechna data ze studií P, A i G byla nejprve vyhodnocena zvlášť a pak byla provedena souhrnná analýza. U dat ze studie A nebyla dostupná data kontinuálních křivek N<sub>2</sub>O a nebyla tedy zařazena do porovnávání křivek. Kompletní série grafů ze studií P a G jsou dostupná v příloze A. Grafy ze studie A i s trendovými záznamy jsou k dispozici v elektronické příloze. Kompletní kód samotného navrženého algoritmu je také dostupný v elektronické příloze. Základní schéma algoritmu je na obrázku 4.2.

### 5.1 Detekované N<sub>2</sub>O

Ze všech měření analyzovaných probandů, tedy z 16, byl N<sub>2</sub>O detekován u 12 z nich. Z těchto 12 měření byla u 4 měření jako maximální hodnota naměřená koncentrace N<sub>2</sub>O 0.04 %, což nebylo v této práci bráno jako příděch viz kapitola 4.4. Maximální naměřené hodnoty všech analyzovaných probandů jsou k dispozici v tabulkách 5.1 a 5.2.

**Tabulka 5.1:** Nejvyšší detekovaná koncentrace N<sub>2</sub>O (%) ve studii P.

Subjekt	Nejvyšší hodnota detekovaného N <sub>2</sub> O (%)
P9	0.5
P10	0.04
P11-1	4.85
P11-2	0.1
P11-3	1.96
P12	0.04

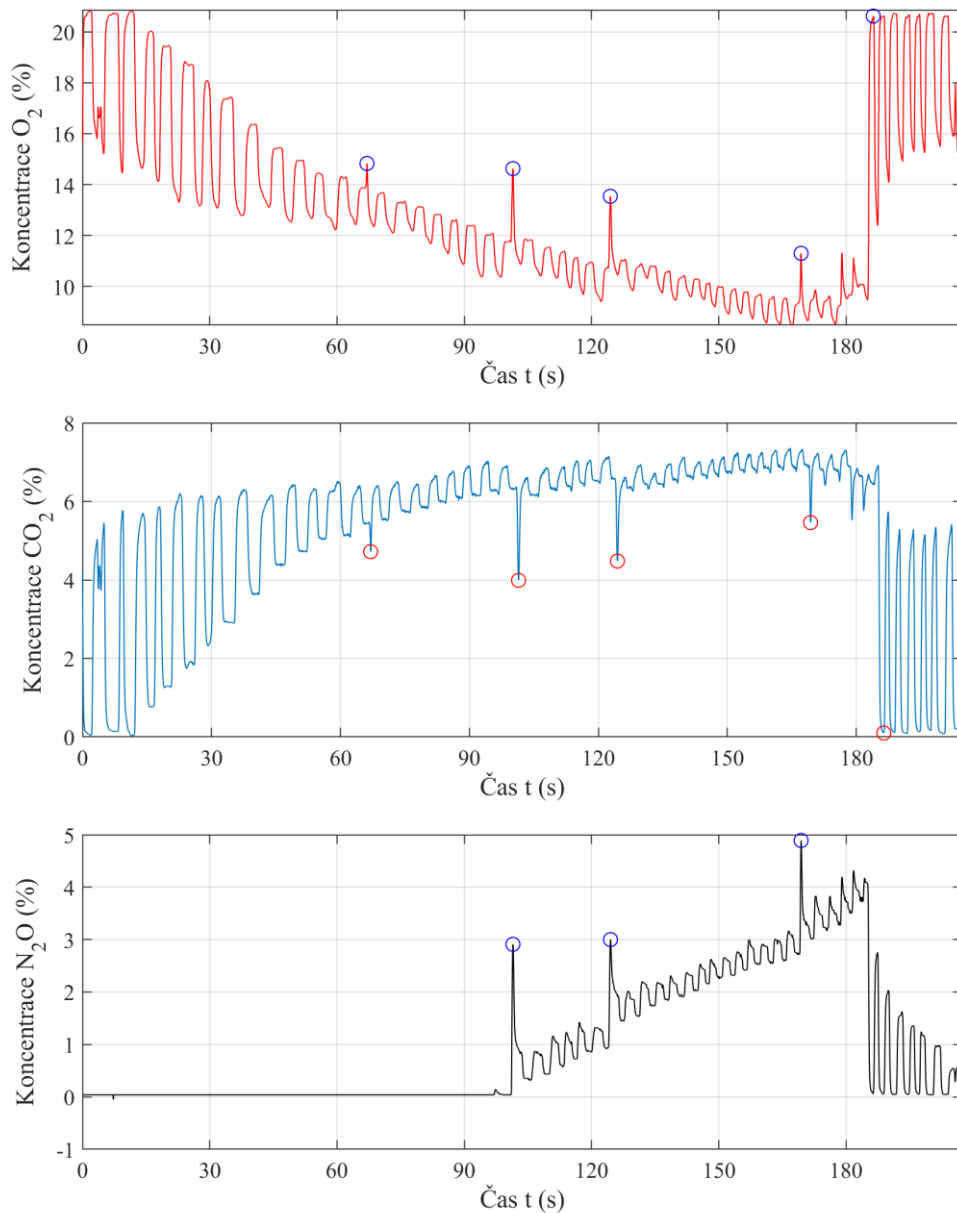
**Tabulka 5.2:** Nejvyšší detekovaná koncentrace N<sub>2</sub>O (%) ve studii G.

<b>Subjekt</b>	<b>Nejvyšší hodnota detekovaného N<sub>2</sub>O (%)</b>
G8-1	0.48
G8-2	0.04
G9	-
G10-1	-
G11	-
G12	-
G14-1	1.07
G14-2	1.19
G15	0.71
G16	0.04

Znaménko „-“ značí, že u daného probanda nebyl žádný N<sub>2</sub>O detekován.

## 5.2 Úspěšné detekce

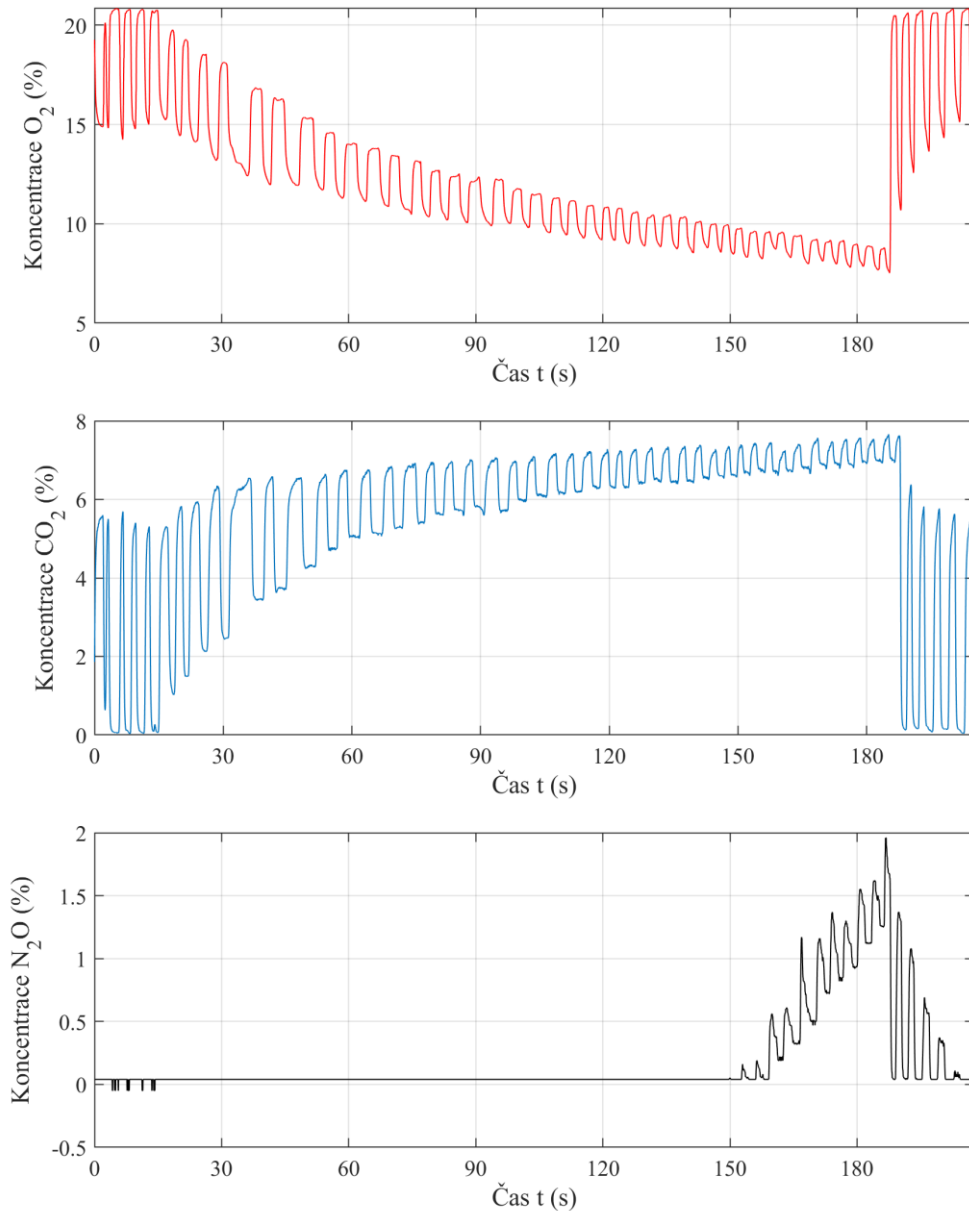
Následující obrázek 5.1 ukazuje příklad přídechu zaznamenaného algoritmem na všech třech křivkách měřených plynů. Na obrázku je také vidět první přídech mezi 60. a 90. sekundou, kde je přídech detekován pouze pomocí křivky  $O_2$  a  $CO_2$ , a nikoliv na křivce  $N_2O$ . Za přídechy detekovanými mezi 90. až 180. sekundou na grafu plynu  $N_2O$ , můžeme pozorovat postupný zpětný nárůst koncentrace tohoto plynu.



**Obrázek 5.1:** Příklad přídechů detekovaných všemi třemi křivkami  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu P11-1.

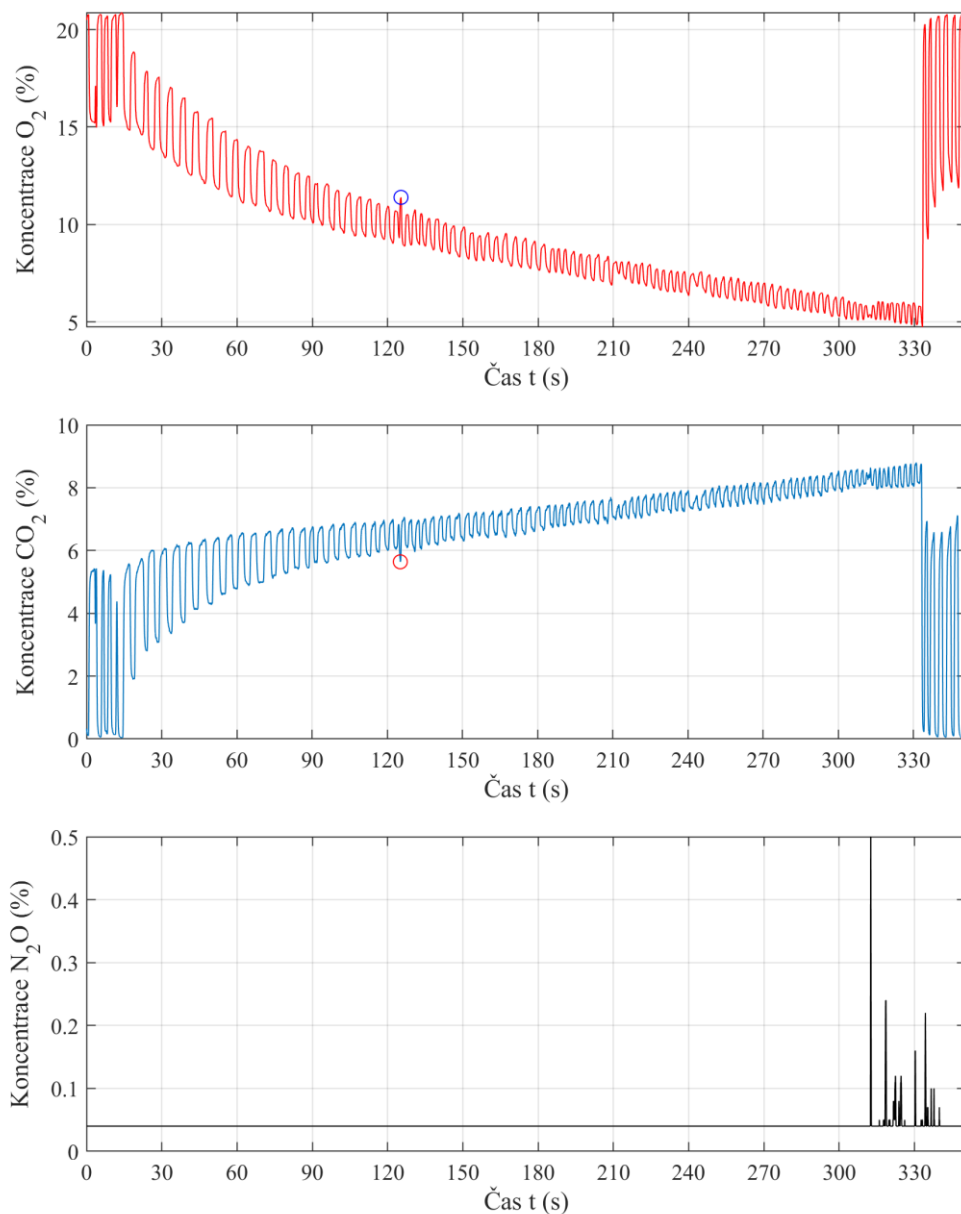
### 5.3 Neúspěšné detekce

Obrázek 5.2 ukazuje příklad pravděpodobného systematického přidechování probanda, které ovšem není algoritmem zaznamenáno ani na jedné křivce. Začátek tohoto přidechování je vidět na křivce plynu  $N_2O$  za 150. sekundou



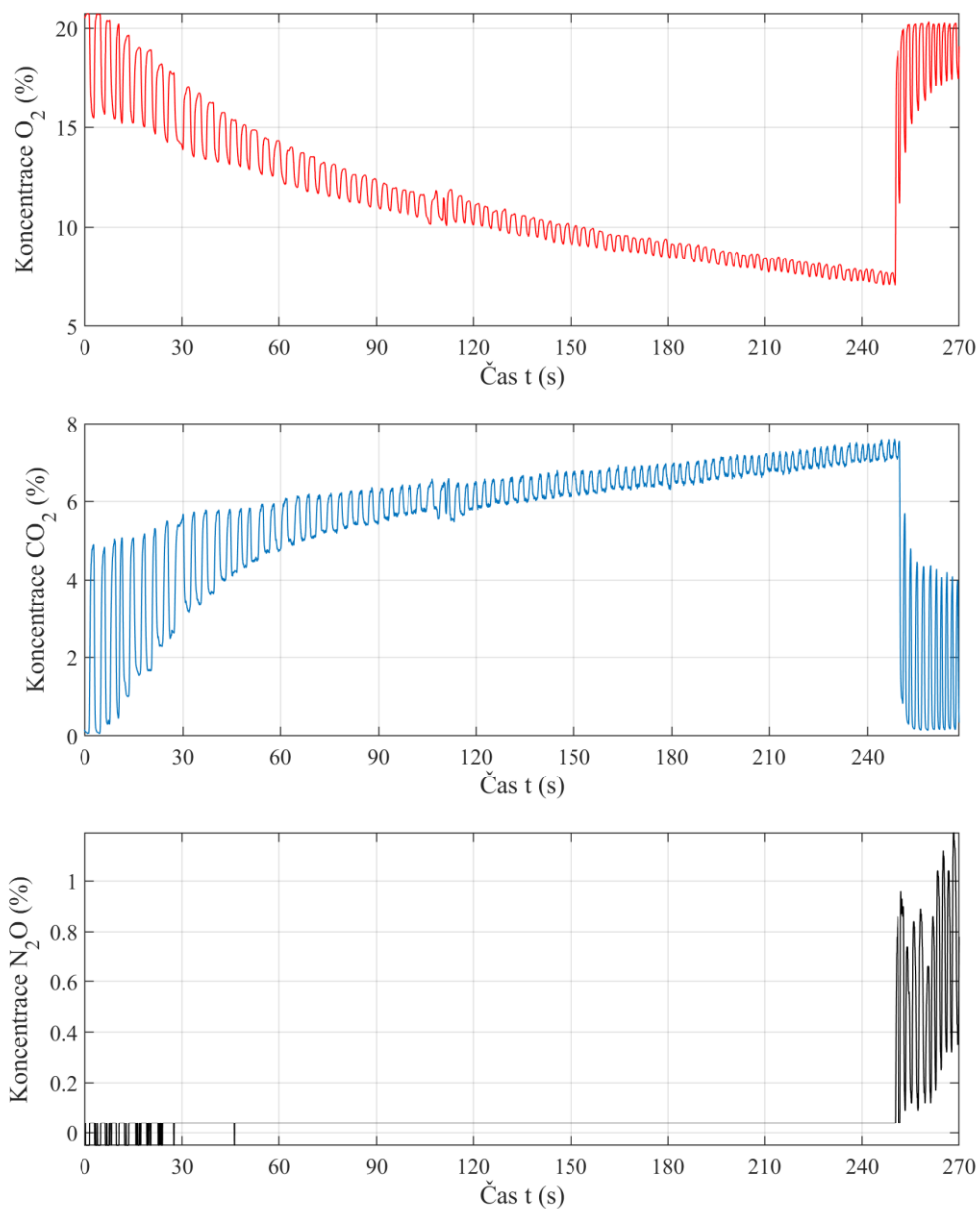
**Obrázek 5.2:** Příklad pravděpodobného systematického přidechování probanda za 150. sekundou, bez detekce algoritmem na žádné z křivek u subjektu P11-3.

Na obrázku 5.3 je vidět příklad jedné úspěšné detekce v křivkách  $O_2$  a  $CO_2$ , ale na křivce  $N_2O$  nikoliv. Zároveň je zde k vidění druhý přídech detekovaný v čase mezi 300. až 330. sekundou pouze na křivce  $N_2O$ . Na křivkách  $O_2$  a  $CO_2$  je přídech naznačen změnou trendu křivek  $O_2$  a  $CO_2$ , ale algoritmus tento přídech neidentifikoval.



**Obrázek 5.3:** Příklad přídechu nedetekovaného na křivkách  $O_2$  a  $CO_2$ , avšak detekovaného na křivce  $N_2O$  u subjektu P9.

Na obrázku 5.4 lze vidět přídech mezi 90. a 120. sekundou, který není detekovaný algoritmem, ani pomocí  $\text{N}_2\text{O}$ . Po ukončení experimentu lze na křivce plynu  $\text{N}_2\text{O}$  vidět detekci tohoto plynu po odpojení probanda od dechové aparatury.



**Obrázek 5.4:** Příklad pravděpodobného přídechu mezi 90. a 120. sekundou, který nebyl algoritmem detekován ani na jedné z křivek  $\text{O}_2$ ,  $\text{CO}_2$  a  $\text{N}_2\text{O}$  u subjektu G14-2.

## 5.4 Výsledky algoritmu

Přídechy označené jako potvrzené přídechy jsou přídechy, které souhlasí s přídechy označenými lékařem, jenž byly pro tuto práci brány jako referenční. Tabulka 5.3 ukazuje porovnání mezi přídechy detekovanými lékařem a přídechy detekovanými algoritmem ve studii P a jejich celkový počet.

**Tabulka 5.3:** Porovnání potvrzených a nepotvrzených přídechů detekovaných algoritmem a lékařem pro studii P.

<b>Subjekt</b>	<b>Počet přídechů detekovaných lékařem</b>	<b>Počet potvrzených přídechů detekovaných algoritmem</b>	<b>Počet nepotvrzených přídechů označených algoritmem</b>
<b>P9</b>	2	1	0
<b>P10</b>	1	1	0
<b>P11-1</b>	4	4	1
<b>P11-2</b>	1	1	0
<b>P11-3</b>	0	0	0
<b>P12</b>	0	0	0
<b>Celkem</b>	8	7	1



Tabulka 5.4 zobrazuje porovnání mezi přídechy detekovanými lékařem a přídechy detekovanými algoritmem ve studii G a jejich celkový počet.

**Tabulka 5.4:** Porovnání detekovaných přídechů algoritmem a lékařem pro studii G.

<b>Subjekt</b>	<b>Počet přídechů detekovaných lékařem</b>	<b>Počet potvrzených přídechů detekovaných algoritmem</b>	<b>Počet nepotvrzených přídechů detekovaných algoritmem</b>
G8-1	0	0	3
G8-2	2	2	0
G9	1	1	1
G10-1	1	1	0
G11	0	0	0
G12	6	6	3
G14-1	0	0	3
G14-2	1	0	0
G15	0	0	0
G16	0	0	0
<b>Celkem</b>	<b>11</b>	<b>10</b>	<b>10</b>

V tabulce 5.5 je k vidění celkový počet přídechů detekovaných lékařem a poměr potvrzených a nepotvrzených přídechů detekovaných algoritmem pro studii P a G.

**Tabulka 5.5:** Celkový počet přídechů detekovaných lékařem a celkový počet potvrzených a nepotvrzených přídechů detekovaných algoritmem ze studií P a G.

<b>Studie</b>	<b>Celkový počet přídechů detekovaných lékařem</b>	<b>Celkový počet potvrzených přídechů detekovaných algoritmem</b>	<b>Celkový počet nepotvrzených přídechů detekovaných algoritmem</b>
Studie A	8	7	1
Studie B	11	10	10
<b>Celkem</b>	<b>19</b>	<b>17</b>	<b>11</b>

Tabulka 5.6 zobrazuje celkový počet přídechů detekovaných lékařem a celkový počet všech přídechů detekovaných algoritmem pro studii P a G.

**Tabulka 5.6:** Celkový počet přídechů detekovaných lékařem a algoritmem ze studií P a G.

<b>Studie</b>	<b>Celkový počet přídechů detekovaných lékařem</b>	<b>Celkový počet přídechů detekovaných algoritmem</b>
Studie A	8	8
Studie B	11	20
Celkem	19	28

Ze všech analyzovaných dat označil lékař celkem 19 přídechů a algoritmus z těchto 19 rozpoznaných přídechů správně označil 17. Algoritmus tedy označoval přídechy potvrzené lékařem s 89.47% úspěšností. Algoritmus ovšem také označil řadu falešně pozitivních výsledků. Z 28 celkem označených přídechů bylo potvrzených přídechů pouze 17, takže ze všech přídechů označených algoritmem bylo pouze 60.71 % přídechů označeno správně, kdežto 39.29 % označených přídechů nebylo lékařem za přídech považováno. Příklad přídechu detekovaného lékařem, ale ne algoritmem je vidět na obrázku 5.3 mezi 300. a 330. sekundou a na obrázku 5.4 mezi 90. a 120. sekundou.

## 6 Diskuse

V této bakalářské práci byl vytvořen algoritmus detekující přídechy v křivkách  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  a byl otestován na datech ze třech různých studií simulující dýchání osob pod sněhovou lavinou.

Během testování tohoto algoritmu bylo zjištěno, že algoritmus má velmi citlivou detekční hranici přídechu. Tato hranice byla nastavena na hodnotu 0.05 %, jak bylo zmíněno již v kapitole 4.4. Z tohoto důvodu byla relativně velká část přídechů označených algoritmem falešně pozitivní, jak je vidět v tabulce 5.6. Falešně pozitivní detekce ovšem není takový problém, jelikož je tu stále možnost následné manuální redukce během analýzy dat. Zároveň označení potenciálního přídechu je užitečné pro osobu analyzující tyto křivky, jelikož se díky označení může podezřelé oblasti věnovat a v případě falešně pozitivní detekce pouze toto označení odstranit. Z tohoto důvodu byla v algoritmu ponechána tato nízká hranice, ale návrh algoritmu umožňuje tuto hodnotu snadno individuálně upravovat. V opačném případě by totiž algoritmus označoval pouze velmi očividné přídechy a práci osoby dělající následnou analýzu by nijak neusnadnil.

Z vlastností použitých funkcí při tvorbě algoritmu a samotné definice přídechu pro tuto práci vyplývá, že algoritmus dobře detekuje přídechy, které se vyznačují prudkou změnou koncentrací měřených plynů. Ovšem ne všechny přídechy se vyznačují touto charakteristikou. Jak je možné vidět například na obrázku 5.2, byla zde detekována velká pozitivní detekce  $N_2O$ , ovšem přídech zde nebyl označen. To je nejspíše z toho důvodu, že při postupných malých přídeších není přídech výrazný prudkou změnou křivky měřeného plynu, a tedy tvorbou zaznamenané špičky, ale spíše se vyznačuje zmírněním poklesu či nárůstu dané křivky. Proto, jak je tedy na obrázku 5.2 patrné, si zde proband pravděpodobně systematicky přidechoval, ovšem křivky  $O_2$  a  $CO_2$  to ovlivnilo pouze ve změně jejich sklonu. Tento detekční problém algoritmu by se mohl řešit například extrapolací měřených dat a posuzováním úhlu daného nárůstu nebo poklesu v závislosti na čase a je to dobrý námět na rozšíření této práce do budoucna. Detekce těchto systematických delších přídechů je pro hodnocení výsledků těchto studií velmi významná, protože taková data systematicky mění výsledky. Zde uvedený příklad naznačuje, že právě u těchto systematických přídechů může být použití  $N_2O$  pro jejich detekci vhodné.

Za použití dávkovacího systému se spolehlivějším dávkovacím mechanismem a výše zmíněného rebreathingu, by se dal vyřešit problém s detekcí v předchozím odstavci zmíněném typu přídechů. Jak je možné vidět na obrázku 5.1, jsou zde detekovány 4 očividné přídechy, ovšem pouze 3 z nich byly zaznamenány pomocí  $N_2O$ . Po přídechu a dostání plynu  $N_2O$  do vzduchové kapsy je možné sledovat výše popsany rebreathing, který způsobuje cirkulaci tohoto plynu mezi vzduchovou kapsou a probandem. Je zde vidět, jak samotný přídech způsobuje injekční vpravení  $N_2O$  do cirkulace a následné jeho

zakomponování do dýchací směsi způsobující pokles jeho hodnoty v důsledku rozložení plynu ve vzduchové kapse. V následujících nádeších je vidět jeho další mísení se vzduchem ve vzduchové kapse až do nastání dalšího přídechu, po kterém se tento proces opakuje. V případě dávkovacího systému, který by dávkoval  $N_2O$  spolehlivěji, by se tento jev měl projevat i v přídeších, které nejsou patrné výkyvem hodnot v křivkách  $O_2$  a  $CO_2$  jako je tomu například na obrázku 5.2.

Dalším častým problémem při těchto experimentech je změna dechového vzoru. Tento problém často nastával během úvodních částí experimentů. Subjekt nejdříve dýchá určitou frekvencí a pak z důvodu například lehké změny polohy, či začátku pocíťování úbytku koncentrace  $O_2$  frekvenci dechu změní. Toto způsobí na křivce měřených plynů velkou změnu, která byla následně často vyhodnocena jakožto přídech a vyústila tedy ve zbytečnou detekci algoritmem.

Jedním z dalších problémů algoritmu byly sady dat, kde maximum, resp. minimum v koncentraci měřených plynů neodpovídalo místu ukončení experimentu. Z vlastností těchto experimentů a z bezpečnostních opatření při těchto experimentech stanovených například ve studii P [5] vyplývá, že tyto hodnoty by měly označovat místo ukončení experimentu a s tím algoritmus pracuje. V případě, že toto místo není konec experimentu, vyhodnocuje pak algoritmus špatnou, resp. nekompletní oblast experimentu, a i nesprávnou část zobrazuje. Tento problém lze vyřešit manuálním nastavením okna, které je ovšem možné pouze metodou vyzkoušení a jde proti celému důvodu tvorby algoritmu, tedy automatizaci. Toto manuální okno ovšem muselo být u různých setů dat použito a seznam takto manuálně nastavených měření je k dispozici v elektronické příloze spolu s velikostí okna, která byla u těchto měření nastavena. Tento problém souvisí s dalším zjištěním během testů tohoto algoritmu a tím je nastavení rozumné délky provádění experimentů. V případě zbytečně dlouhého měření, ať už před či po provedení samotného experimentu, se zvyšuje riziko na chybná data ze senzorů, a tedy tvorba problému výše popsaného. Problém takto vytvořený je dokonce horší, jelikož analyzované okno se pak ani nemusí překrývat se samotným experimentem a výsledky vytvořené algoritmem jsou tedy k ničemu.

Ustalovací fáze experimentu před připojení subjektu ke vzduchové kapse je ovšem velmi důležitá. Použité funkce `islocalmin` a `islocalmax` mají jako jeden z parametrů délku jednotlivého okna ve kterém hledají dané minimum nebo maximum [20, 21]. Pro naše využití je délka takového okna udávaná v jednotkách času, tedy ve vteřinách. Na základě pilotních testů byla vybrána hodnota 4, která se používala na analýzu všech měřených subjektů. Ovšem změnou tohoto parametru můžeme změnit velikost okna, ze kterého bere minimum či maximum a může se nám tedy stát, že ve vybraném okně bude jeden nebo více nádechů, ze kterého budeme minima a maxima určovat. Z tohoto důvodu by bylo nejlepší individuální nastavení tohoto parametru na základě ustalovací fáze a zjištěné rychlosti dýchání daného subjektu. Ovšem při nedostatku kyslíku se frekvence dýchání subjektů zvyšuje a tím nám tvoří další problém, jelikož velikost okna vhodná pro začátek

experimentu nemusí být dobrá pro jeho konec. Tento problém by šel nejspíše vyřešit použitím výše zmíněných funkcí s různými velikostmi oken a jejich vzájemné porovnání a je to dobrý námět pro další výzkum v tomto odvětví.

V některých měřeních došlo na různé dlouhé doby k chybě přístrojů, jež zaznamenávaly u všech plynů po dobu tohoto problému pouze hodnoty nulové. Tento stav je vidět například na obrázku A.11. Tento pokles křivek na nulovou hodnoty nebyl v analýze považován za přídech, ovšem je možné, že v tomto okně nefunkčnosti měřících přístrojů si subjekt přidechl.

Dalším častým jevem viditelným ve vyobrazených trendových datech ze studie A, byl velký peak  $N_2O$  okolo 200. sekundy. Tento peak byl způsoben záměrným vpuštěním  $N_2O$  do dýchací aparatury z důvodu použití tohoto peaku pro synchronizaci používaných měřících přístrojů. Tento peak tedy nebyl vyhodnocován jakožto přídech.

Jak je možné vidět na provedených měření ze studie A, a i na některých měření ze studie G, například na obrázcích A.6 nebo A.7, v případě, že data neobsahovala hodnoty  $N_2O$ , byla tato data rozšířena o sloupec nul, který hodnoty  $N_2O$  nahrazoval. Toto je možné vidět i v elektronické příloze obsahující analyzovaná data. Tento krok byl proveden za účelem funkčnosti algoritmu a neznamena to, že na těchto grafech byla hodnota koncentrací  $N_2O$  po celou dobu nulová, nýbrž že tato data nebyla u daného měření dostupná.

V kapitole 4.5 byl zmíněn posun dechové křivky  $CO_2$  ku křivce  $O_2$ . Tento posun je k vidění na obrázku 4.2. Z důvodu tohoto posunu je v rámci potvrzení přídechů algoritmem vytvořeno vzájemné potvrzování přídechů mezi křivkami  $CO_2$  a  $O_2$ . Toto potvrzení je pozitivní, pokud jsou přídechy vůči sobě posunuté o méně než 20 pozic v načítaném dokumentu, jak bylo již zmíněno v kapitole 4.5. Tento posun také znamená, že data, která by algoritmus měl označit jako přídech a která na jednotlivých křivkách plynu jsou jako přídech označená nemusí být ve finále jako přídech vyhodnocena. Tato situace může nastat, pokud by dané přídechy byly na grafu blízko u sebe, ale zároveň dostatečně daleko na to, aby byly jako přídechy potvrzeny. Tento jev je možný pozorovat na obrázku 5.4, na kterém není přídech ve společném vyhodnocení vykreslen, kdežto na samotných křivkách obou plynů před vzájemným porovnáním vykreslený je. Toto je nejspíše způsobeno moc úzkým oknem zvoleným pro pozitivní potvrzení přídechu. Velikost tohoto okna lze jednoduše měnit a pro správné nastavení by byla třeba rozsáhlejší studie.

Dalším podstatně patrným jevem je častá hodnota 0.04 %  $N_2O$  jako „baseline hodnota“. Toto je nejspíše způsobeno jiným detekovaným plynem nebo chybou v měření. V rámci vyhodnocování byla tedy hodnota 0.04 % brána jako hodnota nulová a nebyla považována za pozitivní detekci  $N_2O$ .

Častým jevem projevujícím se u velké části dat ze studie G, je detekce plynu  $N_2O$  po odpojení probanda od dechové aparatury. Toto je nejspíše způsobeno tím, že po odpojení

probanda od dechové aparatury jsou nadále měřeny všechny dechové parametry a proband prochází následnou zotavující fází. Z důvodu vyšší hmotnosti  $N_2O$ , který se nachází v okolí dýchacích cest probanda a manipulací s dechovou aparaturou při odpojování, vnikne tento plyn do trubice z druhé strany a je dýchajícím probandem vdechnut. Toto způsobí detekci tohoto plynu a naznačení jistého rebreathingu ovšem s tím rozdílem, že  $N_2O$  se nyní může volně pohybovat po místnosti, a tak není tento rebreathing pravidelný. Tyto detekce  $N_2O$  taktéž nebyly brány jakožto přídechy.

Nejvyšší hodnota koncentrace přídechlého  $N_2O$  je 4.85 % u měření u probanda P11-1 jak je patrné z tabulky 5.1. Touto hodnotou se koncentrace  $N_2O$  skoro vyrovná koncentraci  $CO_2$ . Také převyšuje koncentrace ostatních detekcí  $N_2O$  až 50krát. Tato hodnota je stále ale poměrně nízká v porovnání s koncentrací, která se používá v anestezii. V anestezii může hodnota koncentrace nabývat okolo 50 % až 70 %. Tato hodnota ale nesmí nabývat nad 80 % jelikož při hodnotě koncentrace kyslíku pod 20 % dochází k hypoxii [22]. Ve studii [23] ovšem bylo prokázáno, že krátkodobá inhalace koncentrace  $N_2O$  nižší než 5 % neovlivňuje kognitivní a rozhodovací funkce probanda, a proto je pro toto použití v dýchacích experimentech bezpečná.

Problémem a limitací tohoto experimentu je nedokonalost systému distribuujícího  $N_2O$  okolo probandových dýchacích cest. Vzhledem k tomu, že v rámci bezpečnosti nemůže být proband celý obklopen  $N_2O$  a nemůže mít ani celoobličejovou masku, která by mu  $N_2O$  u obličeje držela, v některých případech se přídech nepodaří detekovat [9]. Proband nemůže být celý obklopený  $N_2O$  z toho důvodu, že kdyby nastal nějaký naléhavý problém a experiment by se musel okamžitě ukončit, měl by odborný personál kontrolující anesteziologické systémy velmi obtížné dostat se k subjektu a včas a podat první pomoc. Proto je  $N_2O$  okolo hlavy subjektu pouze rozstříkovan a jelikož je těžší než vzduch, drží se blíže u země. Tato vlastnost dává možnost mít okolo úst subjektu trychtýř, ve kterém se  $N_2O$  drží. Ovšem nevýhodou tohoto uspořádání je to, že trychtýř je otevřen a při pohybech buďto probanda nebo například vzduchu v místnosti, může být  $N_2O$  vyfouknut ven a na chvíli nepřiléhat na dechovou trubicí. Toto krátkodobé odstavení  $N_2O$  od dechové trubice poté může mít za následek nedetekované přídechy jako například na obrázku 5.4. Tímto problémem se již zabýval ve své práci Jinřich Hrdina [9], ale ještě by bylo možné daný systém vylepšit. Z technických důvodů tedy byl analyzován pouze jeden způsob dodávání  $N_2O$ . V rámci pokračování a rozšíření této práce by bylo vhodné prozkoumat více řešení těchto dávkovacích systémů  $N_2O$  a otestovat je v dalších experimentálních měřeních.

Limitací použití představeného algoritmu je také to, že je možné ho použít pouze pro dodatečnou analýzu dat až po ukončení samotného experimentálního měření. Pro kontrolu průběhu samotného experimentu by bylo vhodné najít nástroj, který by byl použitelný přímo během experimentálního měření. Jako možný nástroj se jeví kontinuální detekce koncentrace  $N_2O$  v dýchané experimentální směsi plynů, ačkoliv z předložené analýzy vyplývá, že ne všechny přídechy jsou takto detekovány. Jak již bylo uvedeno

výše, základní koncept je pravděpodobně použitelný za předpokladu optimalizace systému pro dávkování tohoto „tracing gas“ kontinuálně do okolí dýchacích cest probanda.

## 7 Závěr

V rámci této bakalářské práce byl vytvořen a otestován algoritmus na detekci přídechů během outdoorových lavinových experimentů. S využitím vytvořeného algoritmu byla následně provedena analýza dat ze tří studií. Výsledky algoritmem provedené analýzy byly následně porovnány s analýzou provedenou odborníkem, která byla brána jako referenční. Algoritmus správně detekoval 17 z celkových 19 přídechů. Detekoval tedy s 89.47% úspěšností. Těchto 17 detekovaných přídechů bylo ale pouze 60.71 % z celkového počtu 28 přídechů zaznamenaných algoritmem. Detekce přídechu pomocí koncentrace  $N_2O$  nastala pouze ve 4 případech z celkových 19.



## Seznam použité literatury

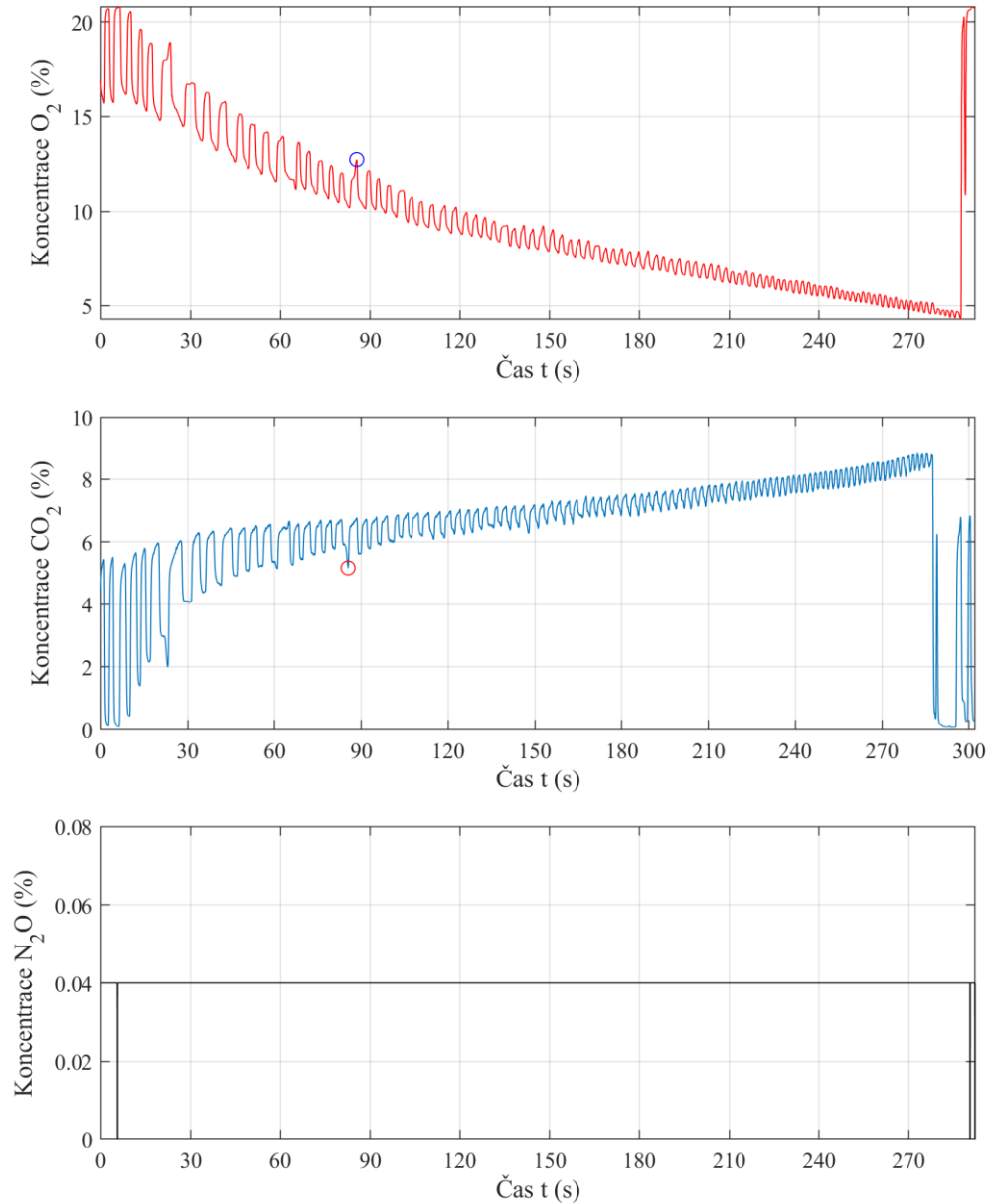
- [1] FALK, M., H. BRUGGER a L. ADLER-KASTNER. Avalanche survival chances. *Nature* [online]. 1994, **368**(6466), 21. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/368021a0
- [2] STRAPAZZON, Giacomo, Peter PAAL, Jürg SCHWEIZER, Markus FALK, Benjamin REUTER, Kai SCHENK, Hannes GATTERER, Katharina GRASEGGER, Tomas DAL CAPPELLO, Sandro MALACRIDA, Lukas RIESS a Hermann BRUGGER. Effects of snow properties on humans breathing into an artificial air pocket - an experimental field study. *Scientific Reports* [online]. 2017, **7**(1), 17675. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-017-17960-4
- [3] ROUBÍK, Karel, Ladislav SIEGER a Karel SYKORA. Work of Breathing into Snow in the Presence versus Absence of an Artificial Air Pocket Affects Hypoxia and Hypercapnia of a Victim Covered with Avalanche Snow: A Randomized Double Blind Crossover Study. *PLoS One* [online]. 2015, **10**(12), e0144332. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0144332
- [4] ROUBÍK, Karel, Simon WALZEL, Lenka HORAKOVA, Alicia REFALO, Karel SYKORA, Vaclav ORT a Ladislav SIEGER. MATERIALS SUITABLE TO SIMULATE SNOW DURING BREATHING EXPERIMENTS FOR AVALANCHE SURVIVAL RESEARCH. *Lékař a technika - Clinician and Technology* [online]. 2020, **50**(1), 32–39. ISSN 2336-5552, 0301-5491. Dostupné z: doi:10.14311/CTJ.2020.1.05
- [5] ROUBIK, Karel, Karel SYKORA, Ladislav SIEGER, Vaclav ORT, Lenka HORAKOVA a Simon WALZEL. Perlite is a suitable model material for experiments investigating breathing in high density snow. *Scientific Reports* [online]. 2022, **12**(1), 2070. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-022-06015-y
- [6] GRISSOM, C. K., M. I. RADWIN, C. H. HARMSTON, E. L. HIRSHBERG a T. J. CROWLEY. Respiration during snow burial using an artificial air pocket. *JAMA* [online]. 2000, **283**(17), 2266–2271. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.283.17.2266
- [7] MCINTOSH, Scott E., Colin E. LITTLE, Thomas D. SEIBERT, Natalya E. POLUKOFF a Colin K. GRISSOM. Avalanche airbag post-burial active deflation - The ability to create an air pocket to delay asphyxiation and prolong survival. *Resuscitation* [online]. 2020, **146**, 155–160. ISSN 1873-1570. Dostupné z: doi:10.1016/j.resuscitation.2019.11.023
- [8] ESTUDIO.CZ. ČSN EN ISO 5356-1 (852111) [online]. [vid. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://www.technicke-normy-csn.cz/csn-en-iso-5356-1-852111-232285.html>
- [9] HRDINA, Jindřich. *Návrh systému pro kontrolu těsnosti dýchacích soustav během lavinových experimentů* [online]. B.m., 2021 [vid. 2023-05-15]. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/97827>
- [10] BENEDIKT, Ladislav. *Přínos kapnometrie v přednemocniční neodkladné péči* [online]. B.m., 2015 [vid. 2023-05-15]. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Faculty of Health and Social Studies. Dostupné z: <https://theses.cz/id/sujp4g/?lang=sk>

- [11] GILBOY, Nicki a Michael R. HAWKINS. Noninvasive Monitoring of End-Tidal Carbon Dioxide in the Emergency Department: *Advanced Emergency Nursing Journal* [online]. 2006, **28**(4), 301–313. ISSN 1931-4485. Dostupné z: doi:10.1097/01261775-200610000-00006
- [12] PUBCHEM. *Nitrous Oxide* [online]. [vid. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/948>
- [13] *Air - Molecular Weight and Composition* [online]. [vid. 2023-05-17]. Dostupné z: [https://www.engineeringtoolbox.com/molecular-mass-air-d\\_679.html](https://www.engineeringtoolbox.com/molecular-mass-air-d_679.html)
- [14] *Datex Ohmeda. S/5 Compact Anesthesia Monitor: Technical reference manual* [online]. B.m.: Datex-Ohmeda Inc. březen 2006. Dostupné z: [http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ecg/service\\_manuals/Datex-Ohmeda\\_S-5\\_Anaesthetic\\_Monitor\\_-\\_Technical\\_reference\\_manual\\_\(2006\).pdf](http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ecg/service_manuals/Datex-Ohmeda_S-5_Anaesthetic_Monitor_-_Technical_reference_manual_(2006).pdf)
- [15] NĚMEC, Štěpán. *Dechová práce v podmínkách extrémní hyperkapnie navozené ventilační insuficiencí* [online]. B.m., 2021 [vid. 2023-05-15]. České vysoké učení technické v Praze. Fakulta Biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/98053>
- [16] KORNHALL, Daniel K., Spencer LOGAN a Thomas DOLVEN. Body Positioning of Buried Avalanche Victims. *Wilderness & Environmental Medicine* [online]. 2016, **27**(2), 321–325. ISSN 1545-1534. Dostupné z: doi:10.1016/j.wem.2016.02.008
- [17] AMERICAN SOCIETY OF ANESTHESIOLOGIST, Inc. New classification of physical status. *Anesthesiology*. 1963, **24**, 111.
- [18] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie člověka*. B.m.: České vysoké učení technické. Fakulta biomedicínského inženýrství, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
- [19] GUYTON, Arthur C. a John E. HALL. *Textbook of medical physiology*. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006. ISBN 978-0-7216-0240-0.
- [20] *Find local minima - MATLAB islocalmin* [online]. [vid. 2023-05-16]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/islocalmin.html>
- [21] *Find local maxima - MATLAB islocalmax* [online]. [vid. 2023-05-16]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/islocalmax.html>
- [22] STACEY, Simon a Baha AL-SHAikh. *Essentials of Anaesthetic Equipment*. 2013. ISBN 978-0-7020-4954-5.
- [23] VÁLKOVÁ, Květa. *Efekty malých koncentrací oxidu dusného na organismus* [online]. B.m., 2019 [vid. 2023-05-17]. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/91267>

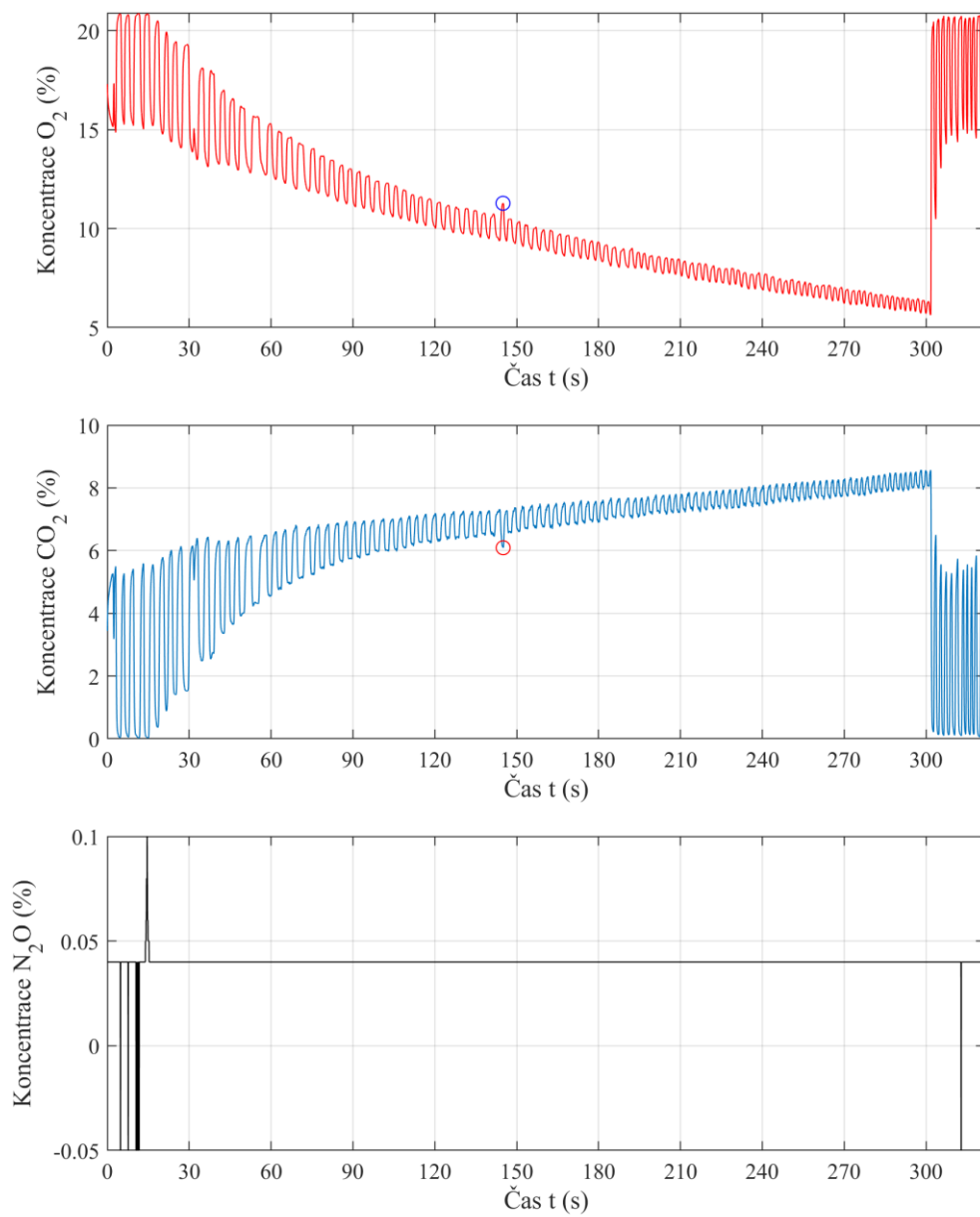
# Příloha A

## Grafy ze studie P a G

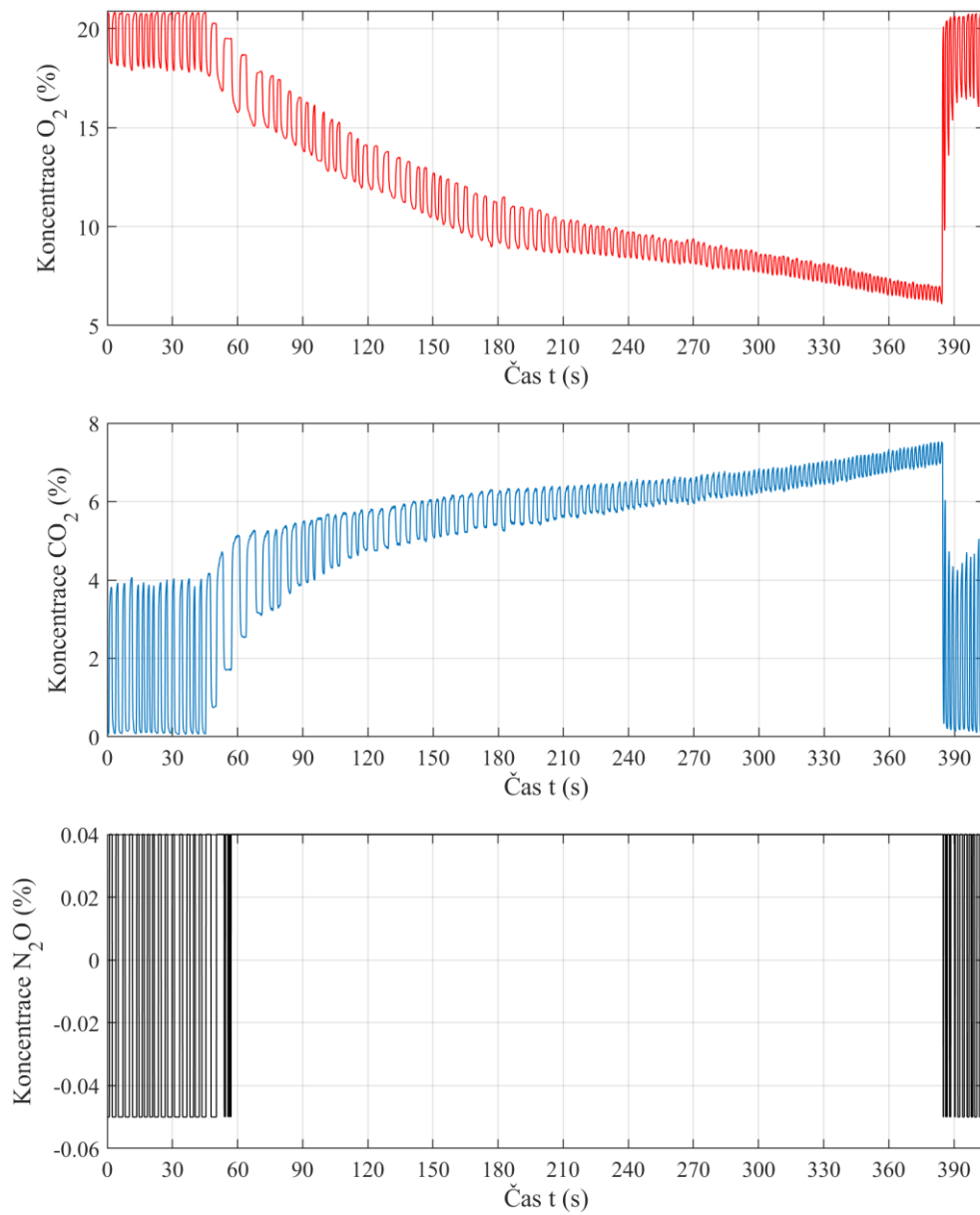
Na následujících obrázcích A.1, A.2 a A.3 jsou vidět zbylé grafy vytvořené ze studie P a na obrázcích A.4 až A.12 jsou vidět zbylé grafy ze studie G.



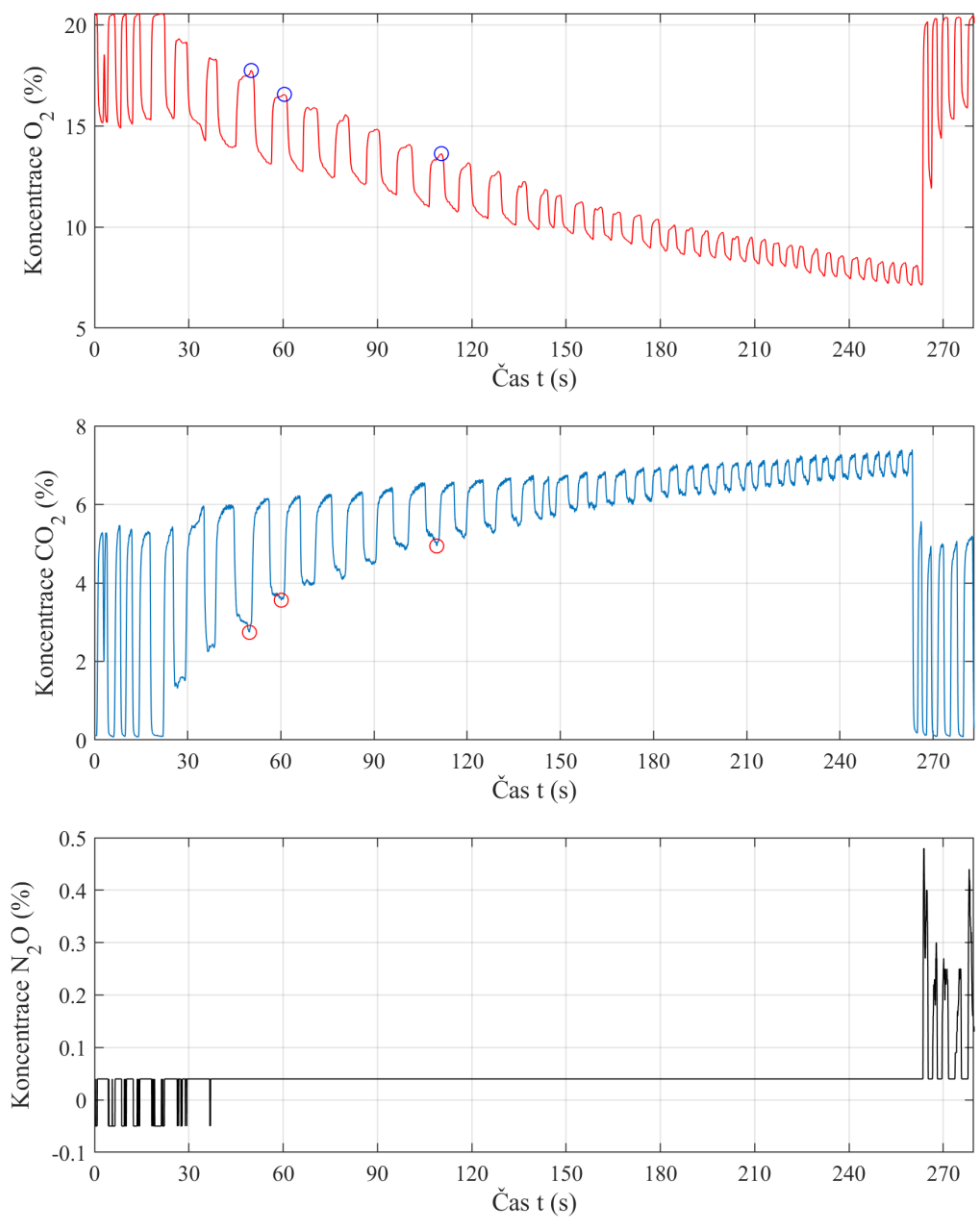
**Obrázek A.1:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu P10.



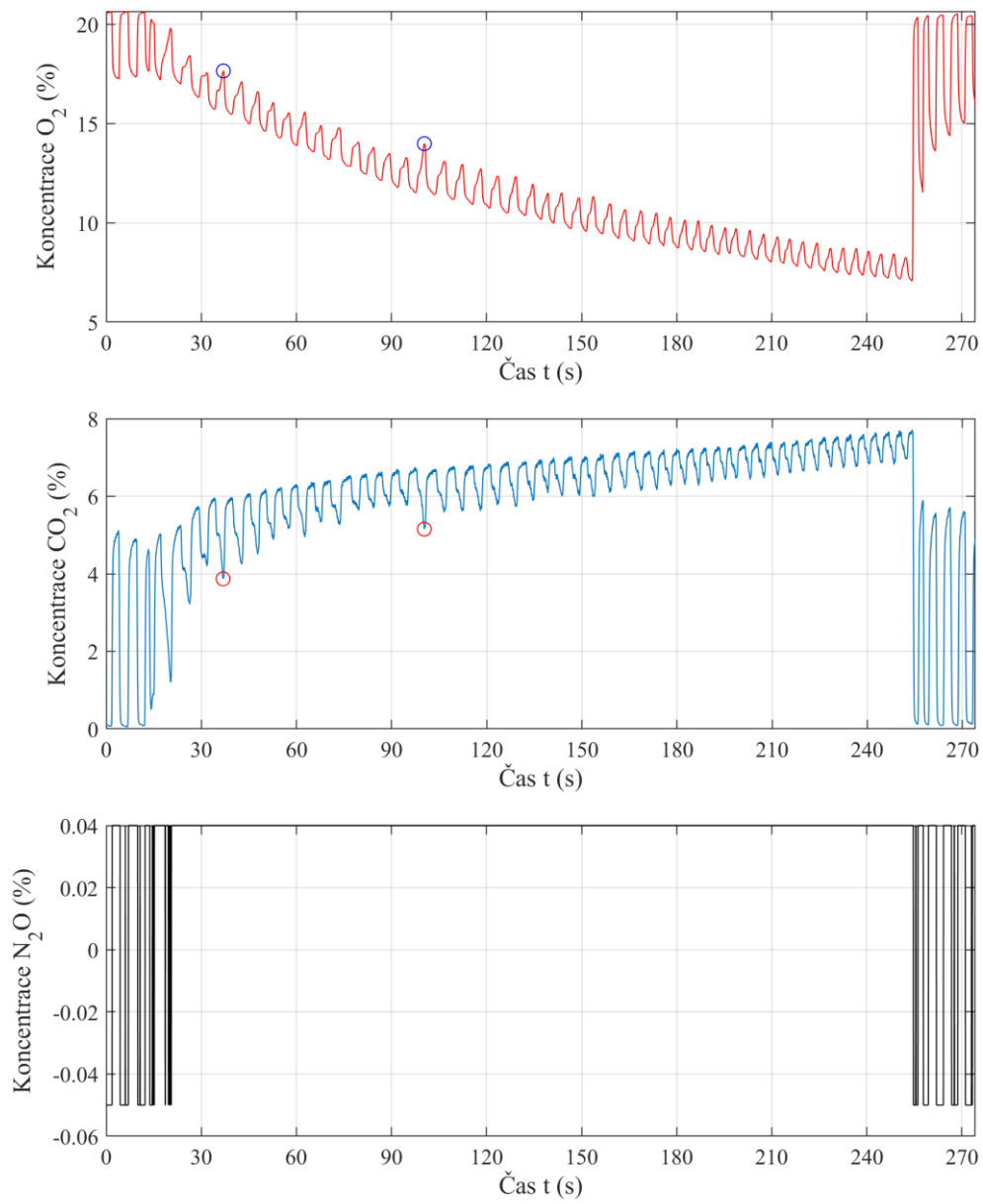
**Obrázek A.2:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu P11-2.



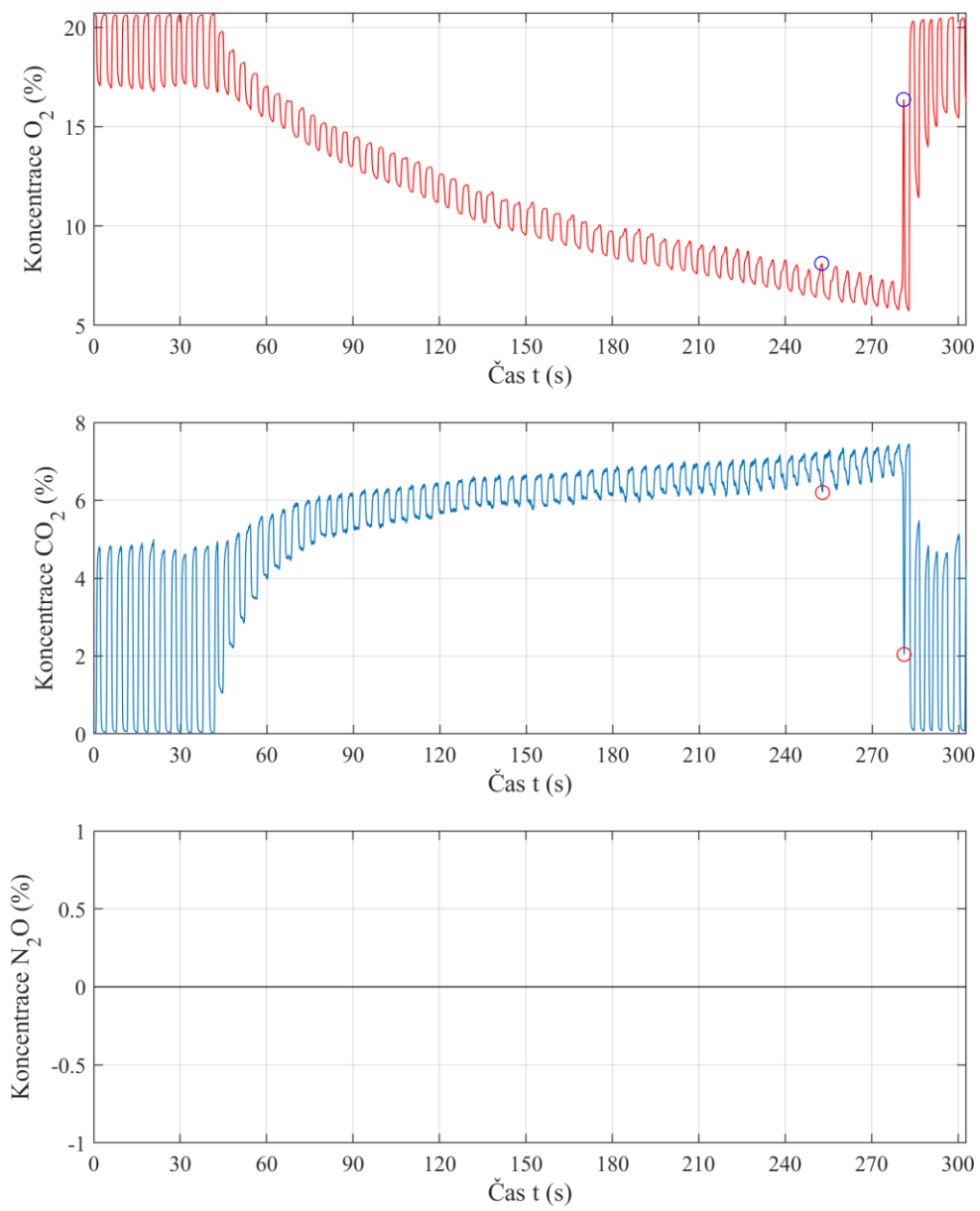
**Obrázek A.3:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu P12.



**Obrázek A.4:** Výsledné grafy křivek O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> a N<sub>2</sub>O u subjektu G8-1.

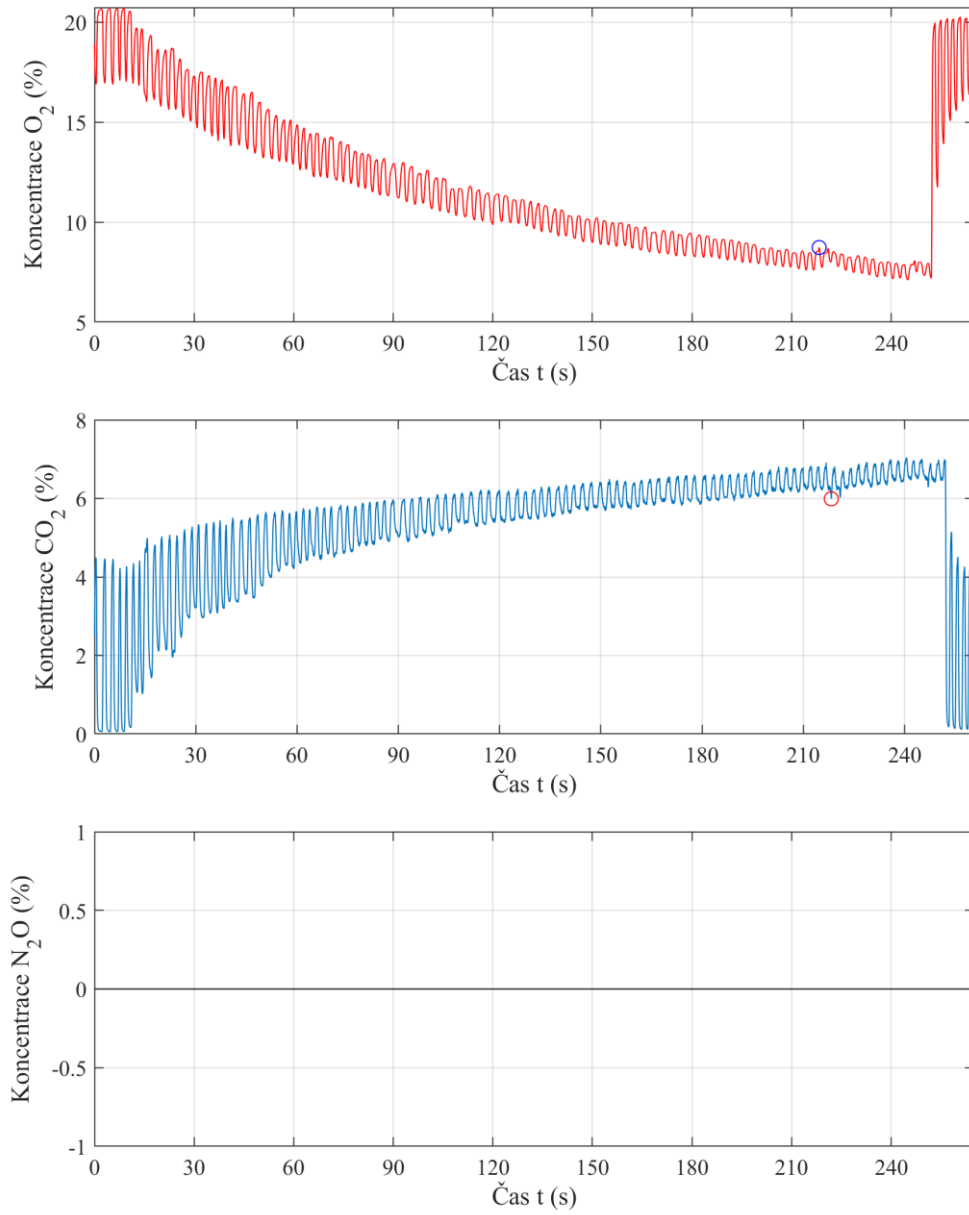


**Obrázek A.5:** Výsledné grafy křivek O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> a N<sub>2</sub>O u subjektu G8-2.

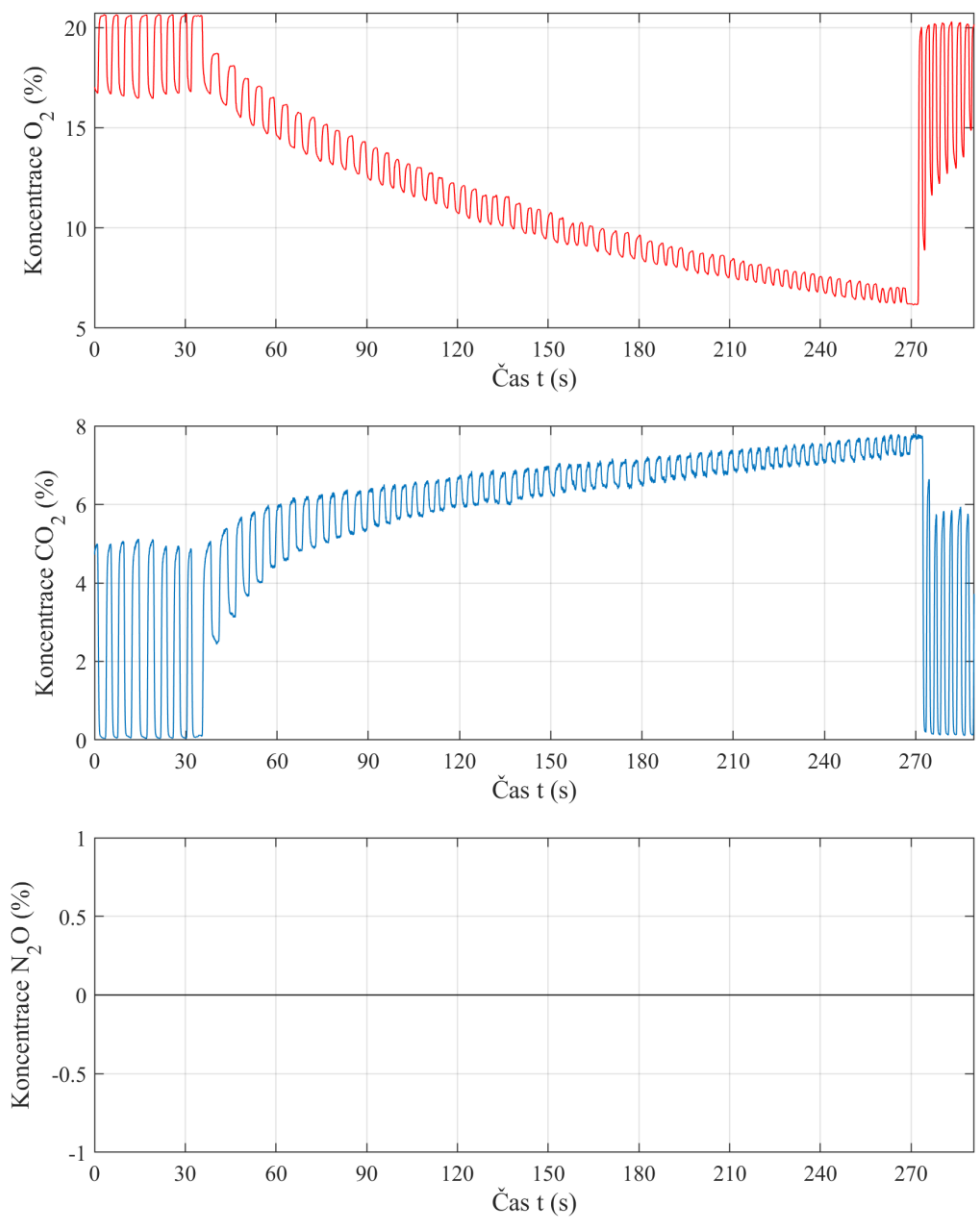


**Obrázek A.6:** Výsledné grafy křivek O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> a N<sub>2</sub>O u subjektu G9.

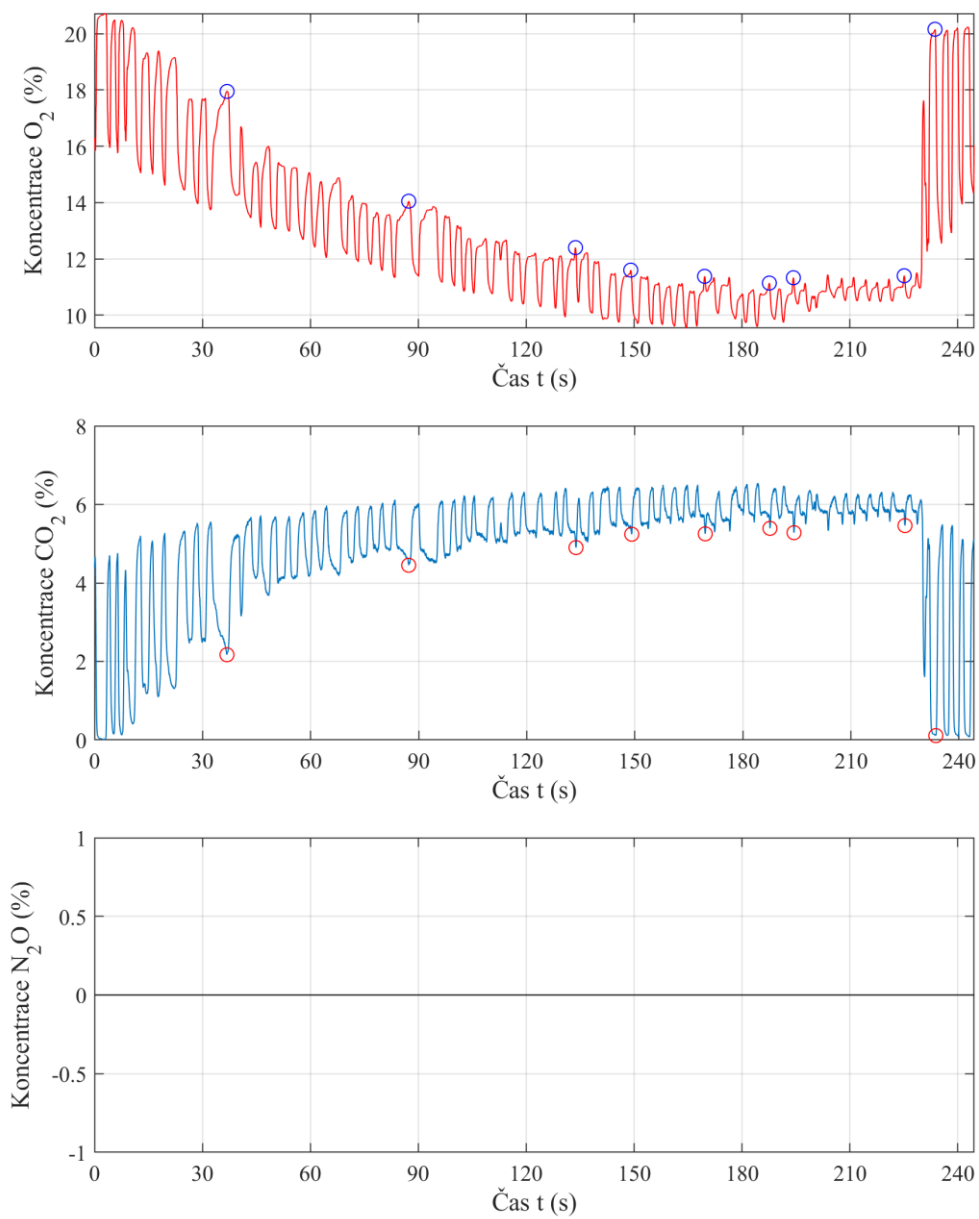




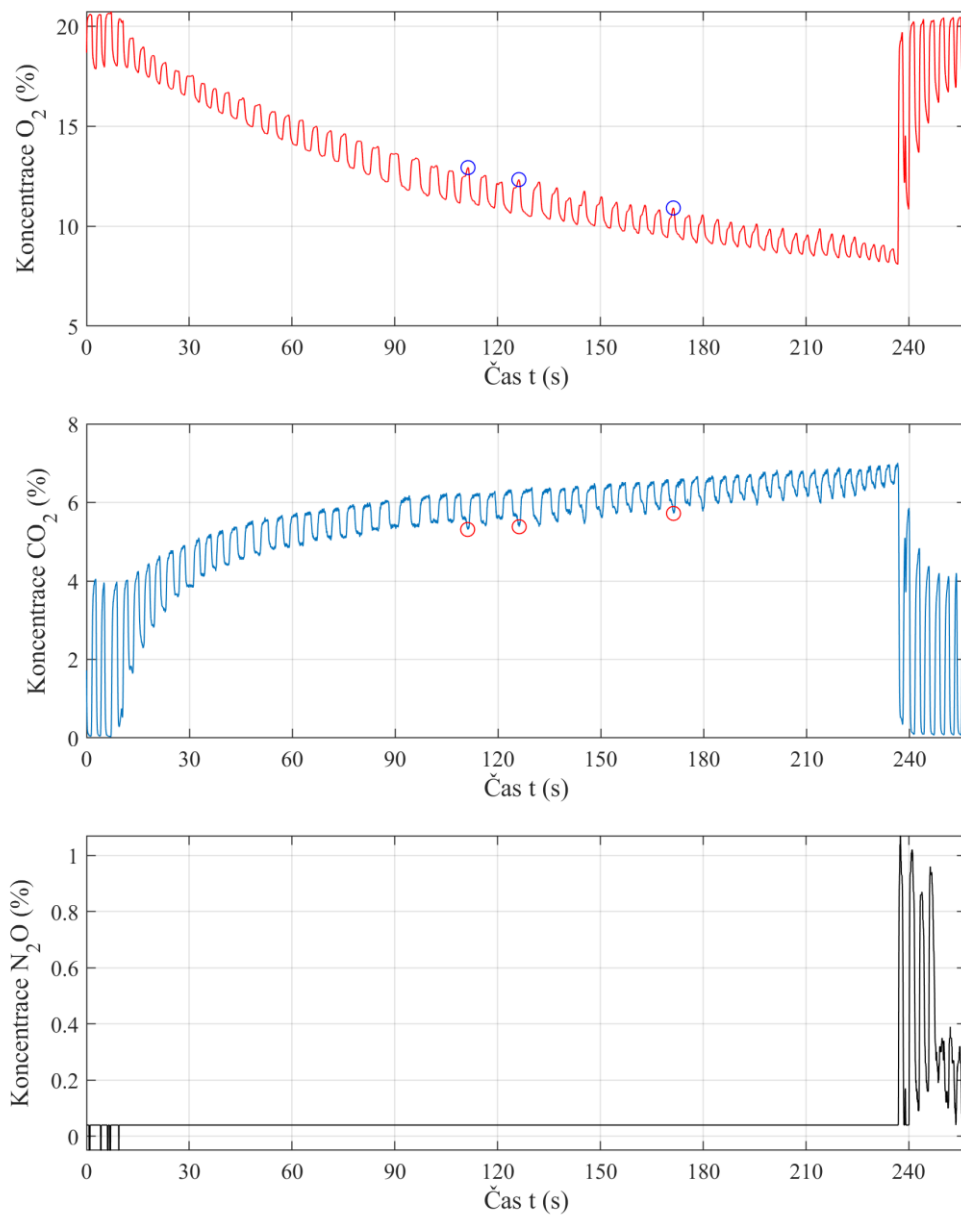
**Obrázek A.7:** Výsledné grafy křivek O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> a N<sub>2</sub>O u subjektu G10-1.



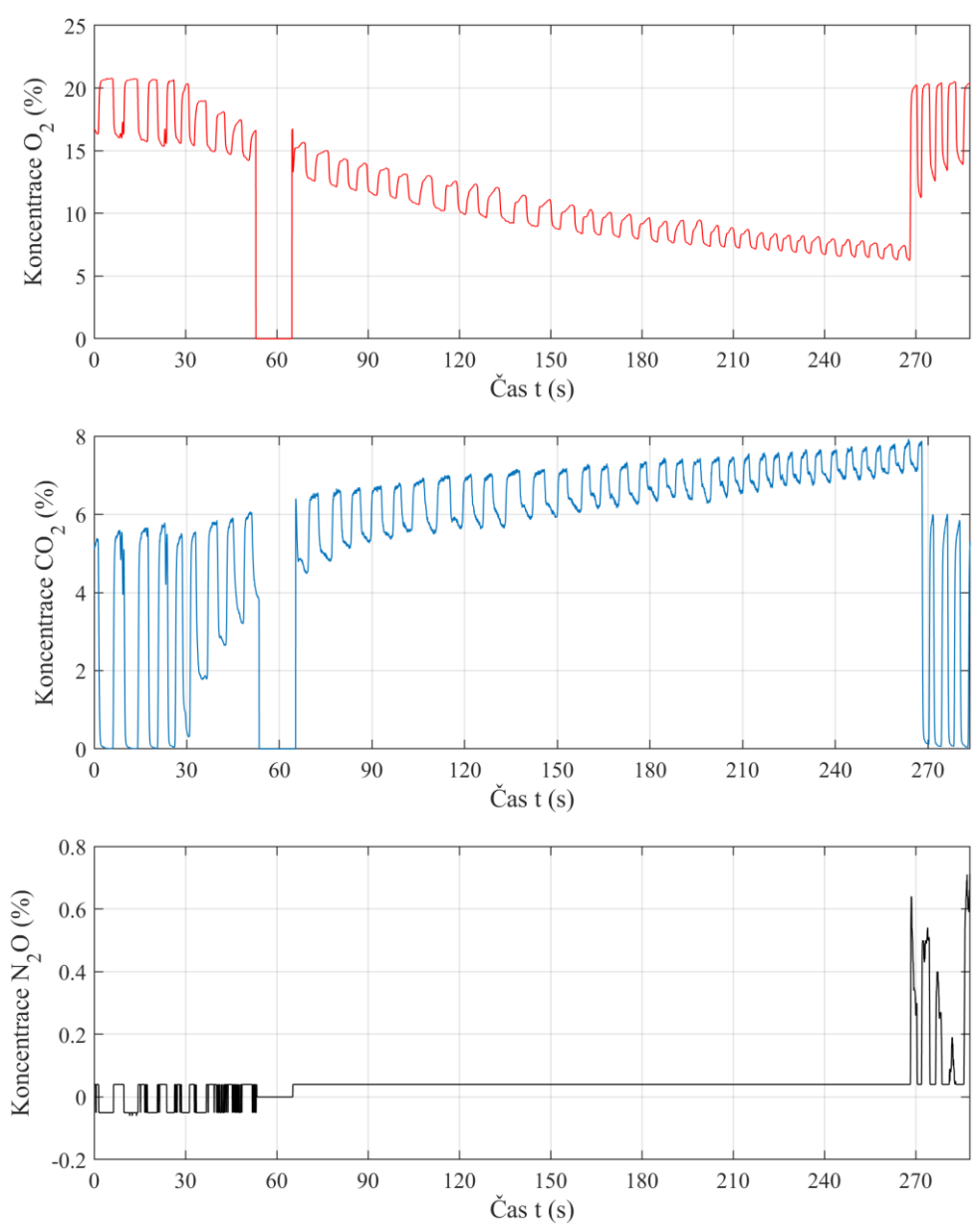
**Obrázek A.8:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu G11.



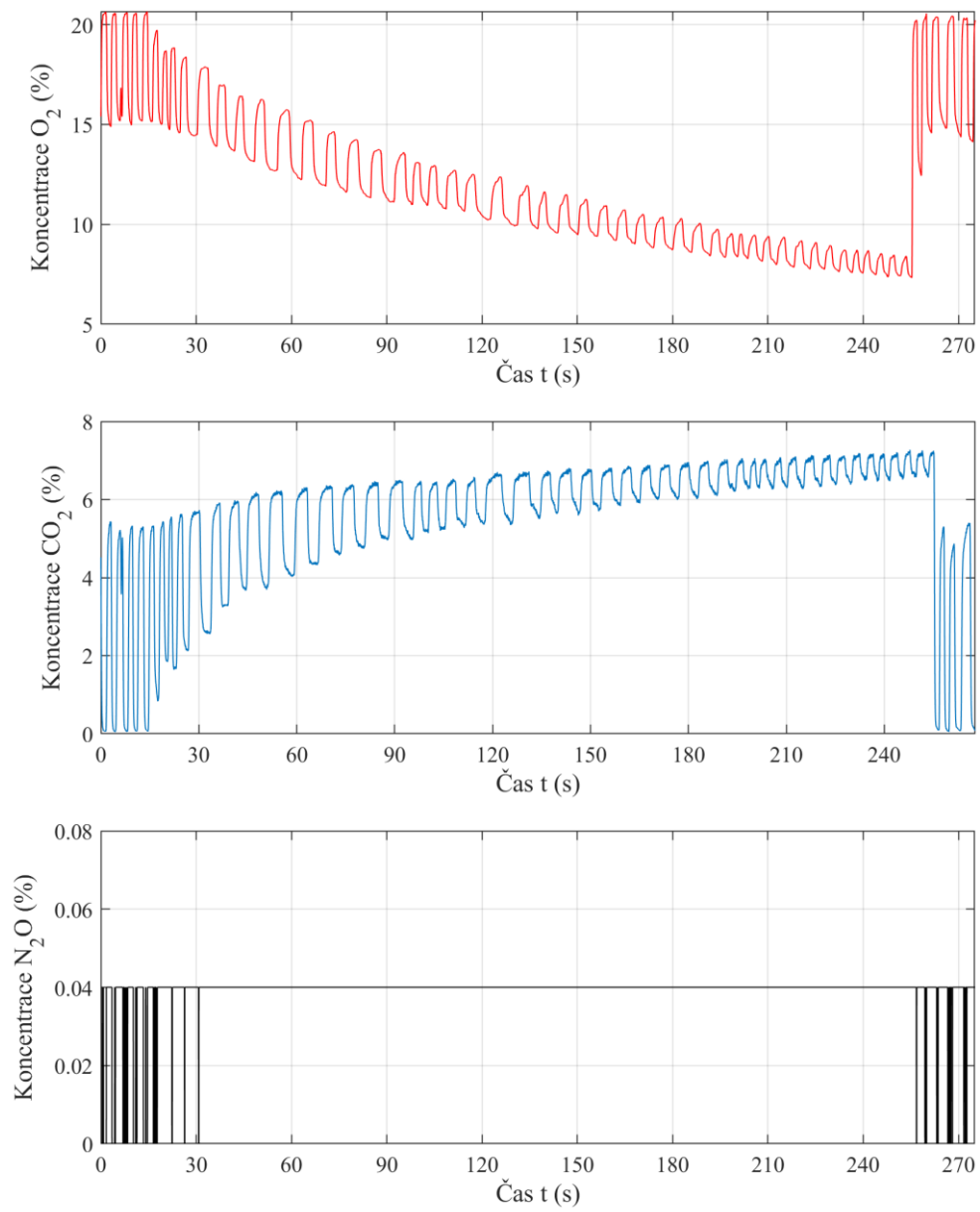
**Obrázek A.9:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu G12.



**Obrázek A.10:** Výsledné grafy křivek O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> a N<sub>2</sub>O u subjektu G14-1.



**Obrázek A.11:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu G15.



**Obrázek A.12:** Výsledné grafy křivek  $O_2$ ,  $CO_2$  a  $N_2O$  u subjektu G16.

# Příloha B

## Obsah přiloženého elektronického archivu

Kód použitého algoritmu:

- Algoritmus.txt

Kód pro vykreslení trendových dat ze studie A:

- Studie\_A\_trendy.txt

Všechny vykreslené grafy a trendová data ze studie A:

- Grafy\_k\_BP\_Final.docx

