

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



---

Fakulta  
tělesné kultury

**KOMPARACE VYBRANÝCH FYZIOLOGICKÝCH PARAMETRŮ PŘI  
CHŮZI S NEGATIVNÍM SKLONEM A NESENOU ZÁTĚŽÍ  
V NORMOXII A HYPOXII: PILOTNÍ STUDIE U SOUBORU ŽEN**

Diplomová práce

Autor: Bc. Aneta Vaňková

Studijní program: UTV-USV

Vedoucí práce: Mgr. Filip Neuls, Ph.D.

Olomouc 2024



## **Bibliografická identifikace**

**Jméno autora:** Bc. Aneta Vaňková

**Název práce:** Komparace vybraných fyziologických parametrů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží v normoxii a hypoxii: pilotní studie u souboru žen

**Vedoucí práce:** Mgr. Filip Neuls, Ph.D.

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Rok obhajoby:** 2024

### **Abstrakt:**

Hlavním cílem práce bylo hodnocení změn vybraných fyziologických parametrů při chůzi s negativním sklonem bez nesené zátěže a s nesenou zátěží v normoxii a hypoxii. Experimentálních měření se zúčastnilo 14 zdravých žen v průměrném věku 22 let. Normobarická hypoxie simulovala výšku cca 2700 m, nesená zátěž představovala 15 % tělesné hmotnosti probandky a rychlost chůze byla nastavena na 6 km/h. Výsledky ukázaly, že nesená zátěž měla větší vliv na odezvu organismu než hypoxie. Srdeční frekvence se vlivem hypoxie během chůze po rovině zvýšila o 4,7 %, spotřeba kyslíku zůstala beze změn a ventilace se zvýšila o 11,2 %. Porovnání chůze s negativním sklonem bez nesené zátěže znamenalo nárůst ventilace o 5,9 % a chůze se zátěží neměla signifikantní rozdíly mezi normoxií a hypoxií. Vlivem hypoxie se signifikantně změnila saturace. Během chůze po rovině to znamenalo signifikantní pokles o 9,4 %, při chůzi s negativním sklonem bez batohu klesla saturace o 7,6 % a při chůzi s batohem klesla saturace o 8,8 %. Nesená zátěž naopak na saturaci neměla téměř žádný vliv. Subjektivní vnímání zátěže se neliší v porovnání normoxie a hypoxie.

### **Klíčová slova:**

Chůze, chůze z kopce, chůze se zátěží, normoxie, hypoxie

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliographical identification**

**Author:** Bc. Aneta Vaňková  
**Title:** Comparison of selected physiological parameters when walking downhill with a carried load in normoxia and hypoxia: a pilot study in a sample of women

**Supervisor:** Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology  
**Year:** 2024

### **Abstract:**

The main aim of the study was to evaluate changes in selected physiological parameters during walking with negative inclination without load carriage and with load carriage in normoxia and hypoxia. Fourteen healthy women with an average age of 22 years participated in the experimental measurements. Normobaric hypoxia simulated an altitude of approximately 2700 m; the load carried was 15% of the proband's body weight, and the walking speed was set at 6 km/h. The results showed that the load carried had a greater effect on the body's response than hypoxia. Heart rate increased by 4.7% during flat walking due to hypoxia, oxygen consumption remained unchanged, and ventilation increased by 11.2%. A comparison of negative slope walking without load carriage resulted in a 5.9% increase in VE, and walking with load carriage had no significant differences between normoxia and hypoxia. Hypoxia significantly changed saturation. During walking on flat ground, this resulted in a significant decrease of 9.4%, during walking with a negative slope without a backpack, saturation decreased by 7.6%, and during walking with a backpack, saturation decreased by 8.8%. In contrast, the load carried had almost no effect on saturation. Subjective perception of load did not differ between normoxia and hypoxia.

### **Keywords:**

Walking, downhill walking, walking with load carriage, normoxia, hypoxia

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Tato diplomová práce byla zpracována jako součást projektu IGA s názvem Hodnocení účinku molekulárního vodíku na průběh zotavení organismu po chůzi na běhátku s negativním sklonem v simulované nadmořské výšce (IGA\_FTK\_2023\_012, hlavní řešitel Mgr. Adam Jarmar).

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Filipa Neulse, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. dubna 2024

.....

Děkuji Mgr. Filipu Neulsovi, Ph.D. za pomoc, odborné vedení a cenné připomínky při psaní diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat všem zúčastněným mého výzkumu.

## OBSAH

1	Úvod .....	10
2	Přehled poznatků .....	12
2.1	Kardiovaskulární systém .....	12
2.1.1	Kardiovaskulární systém a pohybová aktivita .....	12
2.1.2	Ukazatele oběhových funkcí při zátěži .....	13
2.2	Respirační systém .....	14
2.2.1	Respirační systém a pohybová aktivita .....	14
2.2.2	Ukazatele dechových funkcí při zátěži .....	15
2.3	Chůze .....	16
2.3.1	Pozitiva chůze .....	16
2.3.2	Negativa chůze .....	17
2.3.3	Krokový cyklus .....	17
2.3.4	Kinematika pánve a kloubů dolních končetin při chůzi .....	21
2.4	Chůze z kopce .....	23
2.5	Chůze se zátěží .....	23
2.6	Vysoká nadmořská výška .....	24
2.7	Hypoxie .....	25
2.7.1	Hypoxie a pohybová aktivita .....	26
2.8	Akutní horská nemoc .....	27
3	Cíle .....	29
3.1	Hlavní cíl .....	29
3.2	Dílčí cíle .....	29
3.3	Výzkumné otázky .....	29
4	Metodika .....	30
4.1	Výzkumný soubor .....	30
4.2	Metody sběru dat .....	31
4.3	Měřicí přístroje .....	32
4.4	Statistické zpracování dat .....	33
5	Výsledky .....	35

5.1	Souhrnné výsledky .....	35
5.2	Komparace fyziologických změn při sledovaných typech zátěže v normoxii .....	38
5.3	Komparace fyziologických změn při sledovaných typech zátěže v hypoxii .....	41
5.4	Komparace fyziologických změn při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie .....	44
5.5	Komparace saturace při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie .....	47
5.6	Komparace subjektivně vnímaného úsilí při sledovaných typech zátěže .....	49
6	Diskuse.....	51
7	Závěry .....	53
8	Souhrn .....	54
9	Summary.....	55
10	Referenční seznam .....	57
	Přílohy.....	65



## SEZNAM VYBRANÝCH ZKRATEK

FEV1 – jednosekundová vitální kapacita (l)

FiO<sub>2</sub> – frakce kyslíku (%)

RQ – respirační kvocient (poměr CO<sub>2</sub>/O<sub>2</sub>)

SF – srdeční frekvence (tep/min)

SFklid – klidová srdeční frekvence (tep/min)

SFmax – maximální srdeční frekvence (tep/min)

SpO<sub>2</sub> – saturace (%)

VE – ventilace (l/min)

VLC – vitální kapacita plic (l)

VO<sub>2</sub> – spotřeba kyslíku (ml/kg/min)

VO<sub>2</sub>max – maximální spotřeba kyslíku (ml/kg/min)

# 1 ÚVOD

Chůze je základní lidskou lokomocí. Od počátku existence člověka je to hlavní způsob překonávání vzdáleností. V dnešní době kvůli dopravním prostředkům ztrácí chůze svůj význam. Není pochyb o tom, že je to pohyb, bez kterého bychom nemohli žít, ale chůze na delší vzdálenosti upadá, i když je to neekonomičtější činnost, která je navíc zdarma a prospěšná našemu zdraví (Juříková & Kyzlink, 2020). Pravidelná svižná chůze zlepšuje kvalitu života a snižuje výskyt chronických onemocnění, jako je hypertenze, kardiovaskulární onemocnění nebo úzkost. Chůze se označuje jako vhodná pohybová aktivita pro začátečníky nebo obézní jedince. Několik studií doporučuje 10 000 kroků denně (Kadir et al., 2019).

Kadir et al. (2019) dále zmiňují, že chůze má pozitivní dopad na psychiku. Při chůzi můžeme mít pocit úspěchu, relaxaci a pozitivní emoce. Avšak ve vyšší nadmořské výšce to může být jinak. Zegarra-Rodríguez et al. (2022) tvrdí, že deficit dodávky kyslíku do tkání v důsledku snížení jeho parciálního tlaku ve vysokých nadmořských výškách může způsobit změny na úrovni mozku, což vede k rozvoji deprese. Má se také za to, že mechanismy adaptací na hypoxii, jako jsou metabolické reakce, záněty a aktivace chemosenzitivních mozkových oblastí, modulují stresové dráhy spojené s depresí.

Vysoké nadmořské výšky jsou definovány jako 2500 m a více nad mořem, dále mají nižší atmosférický tlak, chladné klima a extrémně nízkou vlhkost vzduchu. Tyto faktory mohou trvale ovlivňovat lidské fyzické a duševní zdraví. Ve výškách 2500-3000 m se u člověka obvykle začínají projevovat příznaky hypoxie, jako je zrychlená srdeční frekvence, zrychlené dýchání, bolest hlavy, poruchy spánku, ztráta chuti k jídlu a snížená schopnost pohybu (Gao et al., 2023).

Hypoxie je jednoduše řečeno stav nedostatečného množství kyslíku ve tkáních (Suchý, 2012). Dále můžeme hypoxii rozdělit na normobarickou neboli uměle vytvořenou a hypobarickou, které je dosaženo při pobytu ve vyšších nadmořských výškách (Dovalil, 2012).

Chůze s nesenou zátěží je běžnou podmínkou v každodenním životě, například při nošení batohu, vojenské činnosti nebo jako biomechanický podnět ve výzkumu. Nošení nákladů je spojeno se změnami v biomechanických a biochemických aspektech lidského těla, které mohou zvyšovat riziko poranění pohybového aparátu nebo mít špatný vliv na pojivovou tkáň (Künzler et al., 2023).

Tato studie se zabývá komparací chůze po rovině, chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu a chůze s negativním sklonem 15 % s batohem na zádech v podmínkách normoxie a hypoxie. Jak ve své studii zmiňuje Wiik et al. (2015), chůze z kopce je v životě běžně používanou činností, a proto je důležité se o téma zajímat a zjišťovat, jaké dopady může mít na lidské tělo. Batoh na zádech způsobuje spoustu fyziologických změn a je také běžně používanou činností, ať

už studenty, vojáky, turisty nebo dalšími profesemi (Li, T., & Li, Q., 2023). Tupý et al. (2020) tvrdí, že v současnosti je využívání nižšího parciálního tlaku vzduchu diskutované téma, jak legálně ovlivnit výkonnost sportovce. A jak tvrdí Burtscher et al. (2023) o hypoxický trénink vzrůstá zájem, proto je důležité zajímat se o vlivy hypoxie na naše tělo.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární nebo také oběhový systém je komplexní uspořádání tepen, kapilár, žil a srdce, který systematicky pracuje na cirkulaci krve po celém těle (Sarmah et al., 2022). Plní transportní funkci. Přenáší dýchací plyny, živiny, vitamíny, hormony, minerály a další (Bartůňková et al., 2013). Další funkcí systému je odvod oxidu uhličitého. Odvádí nejen oxid uhličitý, ale také jiné zplodiny metabolismu jako například teplo, které vzniká ve svalech (Botek et al., 2017). Dále se také podílí na udržování tělesné teploty a rovnováhy pH uvnitř organismu (Silbernagl & Despopoulos, 2004).

Krev je pro život důležitá, červená, vazká tekutina (Trojan, 1988). Je tvořena krevními elementy – erytrocyty, leukocyty a trombocyty (Langmeier, 2009). Dospělý člověk má v těle asi 5 litrů krve, ovšem záleží na pohlaví. Muži mají více krve z důvodu většího těla a větší svalové tkáně, která je metabolicky více aktivní než tuková tkáň, které mají ženy více (Mourek, 2012).

Srdce je dutý orgán a podobá se tvaru kužele. Co se týče velikosti, mohli bychom jej přirovnat k sevřené pěsti člověka a jeho hmotnost je cca 300 g (Dylevský, 2009). Srdce se dělí na pravou a levou část a každá část má svou předsíň a komoru (Naňka, 2009). Základní činností je střídání systoly (stahu) a diastoly (uvolnění). Diastola neboli uvolnění naplní srdce krví a poté nastává systola neboli stah, při které je krev vypuzena do velkých tepen (Trojan et al., 2003). Srdce se dá považovat za výkonnou pumpu, která má za úkol vypuzovat krev do velkých tepen a poté do celého cévního řečiště (Naňka, 2009).

#### **2.1.1 Kardiovaskulární systém a pohybová aktivita**

Je známo, že pravidelná pohybová aktivita je jedna z prevencí onemocnění srdce a cév. Je to způsobeno tím, že pohybová aktivita snižuje krevní tlak a cholesterol. Dále také snižuje tělesnou hmotnost, popřípadě ji udržuje (Špinar & Vítovec, 2007). Pravidelná pohybová aktivita také snižuje riziko ischemické choroby srdeční. Snižuje srdeční frekvenci jak v klidu, tak i při zátěži. Tím se zlepší efektivita srdeční činnosti, protože lépe funguje systola a diastola (Stejskal, 2004).

Trénovaní jedinci mají nižší srdeční frekvenci. Vyšší srdeční frekvence při nízkém zatížení obvykle značí horší kondici. Pomocí srdeční frekvence se dá pozorovat aktuální stupeň zatížení (Chaloupka & Elbl, 2003). Srdeční frekvence je nejjednodušší ukazatel intenzity zatížení, přestože může být ovlivněna například dědičností, trénovaností, emocemi nebo únavou. Srdeční frekvence stoupá při zatížení velmi rychle (Bartůňková et al., 2013).

Štefla (2007) zmiňuje, že pravidelná fyzická zátěž také snižuje krevní tlak a stejně jako SF i při zátěži i v klidu. Homolka (2010) toto snížení krevního tlaku nazývá jako pozátěžovou hypotenzi. Na začátku pohybové aktivity dochází k vzestupu krevního tlaku, především toho systolického. Diastolický tlak by se měnit neměl, popřípadě by se měl spíše snížit (Tuka, 2018).

Beránková et al. (2012) uvádějí několik zásad pohybové aktivity, aby měla pozitivní vliv na kardiovaskulární systém. Hlavní zásadou je adekvátní zatížení. Pokud bude zatížení příliš malé, pak nebude mít na kardiovaskulární systém účinek, avšak příliš velké zatížení může mít negativní vliv. Uvádí, že intenzita zatížení by neměla překročit 60-70 % SFmax. Při pohybové aktivitě je nutno spojit objektivní projevy zatížení a subjektivní pocity. Další důležitou zásadou je, aby cvičence pohybová aktivita bavila a nezpůsobovala mu stres.

Z dlouhodobého hlediska pohybová aktivita šetří srdce díky jeho pomalejšímu fungování, které vede k lepší systole. Všeobecně díky aktivitě srdce lépe funguje a pomaleji se unavuje (Danchin & Cuzin, 2006).

### **2.1.2 Ukazatele oběhových funkcí při zátěži**

Srdeční frekvence kolísá i během dne a nejvyšší hodnoty můžeme zaznamenat mezi 10.–14. hodinou. Během zatížení stoupá velmi rychle (Bartůňková et al., 2013). Synonymum pro srdeční frekvenci je tepová frekvence s rozdílem, že srdeční frekvence se měří na srdci a je uváděna v úderech za minutu a tepová frekvence se měří na tepně a hodnoty se uvádějí v tepech za minutu (Bernaciková, 2012). Ženy mají vyšší srdeční frekvenci než muži, a to z toho důvodu, že mají menší srdce, a proto musí při zátěži tepat rychleji (Neumann et al., 2005).

Klidová srdeční frekvence je počet srdečních stahů za minutu. U dospělého člověka se hodnota klidové srdeční frekvence pohybuje okolo 70 tepů za minutu, avšak klesá až s věkem, protože u novorozence se tato hodnota může pohybovat až kolem 140 tepů za minutu. Trénovaní jedinci mají klidovou srdeční frekvenci nižší (Machová, 2008). Soumar et al. (2000) tvrdí, že trénovaným jedincům může klidová srdeční frekvence klesnout až na 40 tepů za minutu. Ženy mají klidovou srdeční frekvenci asi o 10 tepů za minutu vyšší než muži.

Maximální srdeční frekvence je nejvyšší srdeční frekvence za minutu a používá se jako základ pro stanovení horní hranice kardiovaskulární funkce. Je také důležitá pro stanovení vhodné intenzity zatížení (Park et al., 2022).

Lze ji vypočítat pomocí vzorce  $SF_{max} = 220 - \text{věk}$ . Je závislá na věku a lze ji měnit i trénovaností, kdy trénovaní jedinci dosahují nižších hodnot než netréňovaní (Jiráček et al., 2010).

Maximální tepová rezerva značí rozdíl mezi klidovou tepovou frekvencí a maximální tepovou frekvencí. Dále pak vyhodnocuje sympatickou rezervu srdce (Cortigiani et al., 2022).

## **2.2 Respirační systém**

Respirační neboli dýchací systém se anatomicky dělí na horní a dolní cesty dýchací. Mezi horní cesty dýchací řadíme dutinu nosní, dutinu ústní a nosohltan. Mezi dolní cesty dýchací patří hrtan, průdušnice, průdušky a plíce (Čihák, 2013).

Dýchání je řazeno mezi základní životní funkce a jeho hlavním úkolem je dodání dostatečného množství kyslíku do tkání a vyloučení oxidu uhličitého a dalších zplodin metabolismu (Kittnar, 2021).

Dýchací systém zajišťuje 3 základní funkce, kterými jsou ventilace (výměna plynů mezi okolím a plícemi), difuze (výměna plynů mezi alveolárním vzduchem a krví) a perfuze (průtok krve plícemi) (Jiráček et al., 2010). Dýchání můžeme rozdělit na vnější a vnitřní, kdy vnější je charakterizováno jako výměna plynů mezi okolím a krví v plicním řečišti a vnitřní dýchání charakterizujeme jako výměnu plynů mezi krví a tkáněmi (Kopecký, 2010). Při dýchání dochází k jistým změnám mezi vdechovaným a vydechovaným vzduchem, kdy vdechovaný vzduch se v horních cestách dýchacích otepluje, zvlhčuje a čistí a vydechovaný vzduch se ochlazuje (Dylevský, 1998).

Organismus nemá velké zásoby kyslíku, tudíž nelze přerušit dodávku kyslíku na delší dobu než několik minut. Veškerý kyslík, který má organismus k dispozici po přerušení dýchání, je kyslík v plicních sklípcích, což je asi 25 %, dále pak 60 % v krvi a v neposlední řadě kyslík, který je navázaný na myoglobin a rozpuštěný v tkáních, což je asi 15 %. Tohle množství kyslíku vydrží při klidové spotřebě asi 4–7 minut (Paleček, 1999). Mozek a srdce spotřebují velké množství kyslíku a energie, proto jsou nejnáchylnější na nedostatečný přísun kyslíku (Mourek, 2017).

### **2.2.1 Respirační systém a pohybová aktivita**

McArdle et al. (1991) uvádí, že na počátku pohybové aktivity, kdy se zvyšuje intenzita zatížení, se lineárně zvyšuje spotřeba kyslíku, avšak ke konci je spotřeba kyslíku již nižší, přestože intenzita zatížení stále roste. Na začátku zatížení dochází také ke zvýšení minutové plicní ventilace. V klidu tato hodnota činí asi 6-8 l/min (Botek et al., 2017). Ke zvýšení minutové plicní ventilace dochází, protože na začátku pohybové aktivity svaly potřebují více kyslíku (Bartůňková et al., 2013). Potřeba většího množství kyslíku způsobí zvýšenou dechovou frekvenci, zvětšený dechový objem a lepší využití vdechovaného kyslíku (Máček & Radvanský, 2011). Paleček (1999) uvádí, že spotřeba kyslíku je závislá na intenzitě zatížení, typu zátěže a také na svalech, které

jsou do pohybové aktivity zapojeny. Spotřeba kyslíku se při zatížení může zvýšit až 20x (Jirák et al., 2010).

Hlavním dýchacím svalem respiračního systému je bránice, která je dominantní hlavně v klidovém stavu, nicméně při rostoucím zatížení se do dýchání zapojují také svaly hrudní, břišní, popřípadě krční (Paleček, 1999). Podle Kalmana et al. (2009) pohybová aktivita stimuluje hluboké břišní dýchání.

Pravidelná pohybová aktivita působí na zvýšení aerobní i anaerobní kapacity, zlepšuje plicní funkce a posílí dýchací svaly (Williams et al., 2010). Díky pohybové aktivitě se naučíme dýchat ekonomičtěji, naše dechová frekvence bude postupně klesat a dýchací svaly se budou pomaleji unavovat (Stejskal, 2014).

### **2.2.2 Ukazatele dechových funkcí při zátěži**

Dechová frekvence udává rytmus dýchání za jednotku času. Můžeme ji ovlivnit vůlí, ale záleží také na zátěži, jakou provádíme a v jakém rytmu ji provádíme, avšak některé aktivity jsou prováděny i bez dechu. Klidová dechová frekvence se pohybuje kolem 14–16 dechů za minutu a u žen bývá vyšší než u mužů (Bartůňková et al., 2013).

Respirační kvocient je poměr vydechovaného CO<sub>2</sub> a spotřebovaného O<sub>2</sub> (Langmeier, 2009). V klidu zůstává respirační kvocient konstantní a při fyzickém zatížení se mění. Při nízké intenzitě zatížení lehce klesá, a jakmile je překročena úroveň anaerobního prahu, začne prudce stoupat.

Plicní ventilace je výměna plynů, která se děje pouze v respirační zóně čili v alveolech. Jde o výměnu atmosférického a alveolárního vzduchu (Rokyta, 2016). Kittnar (2021) definuje plicní ventilaci jako pohyb plynů během nádechu a výdechu. Minutová plicní ventilace stoupá se zvyšujícím se zatížením, avšak zvýšení můžeme pozorovat už v předstartovním stavu. Je podmíněna zvyšováním dechové frekvence i dechového objemu (Bartůňková et al., 2013).

Vitální kapacita plic je objem vzduchu, který může jedinec vydechnout maximální expirační silou po maximální inspiraci (Kushwaha et al., 2022). Podle Isnaini et al. (2019) je to schopnost maximálního výdechu. Vitální kapacita plic také ovlivňuje kyslíkovou kapacitu v plicích a sílu plicních svalů. Dále úzce souvisí se schopností kardiorespirační vytrvalosti (Sepang et al., 2023).

Spotřeba kyslíku se zvyšuje lineárně se zvyšujícím se zatížením (Bartůňková et al., 2013). Jirák et al. (2007) zmiňují, že spotřeba kyslíku sice stoupá lineárně, ale jen do 70 % maxima, poté se zpomaluje až do maximální hodnoty tzv. plató. Ačkoli může jedinec při dosažení maximální hodnoty nadále pokračovat se stoupající zátěží, spotřeba kyslíku již nestoupá.

Maximální spotřeba kyslíku ukazuje nejvyšší množství kyslíku, které organismus využívá při maximální intenzitě zatížení. Slouží jako ukazatel aerobní výkonnosti a považuje se za nejvýznamnějšího ukazatele trénovanosti jedince (Hamar & Lipková, 2001). Hodnota  $VO_2\text{max}$  je nejvyšší v 17 až 20 letech potom postupně s přibývajícím věkem klesá asi o 1 % ročně. Vytrvalostní trénink může  $VO_2\text{max}$  zvyšovat až o 50 %, tudíž v šedesáti letech mohou trénovaní jedinci dosáhnout stejných hodnot jako netrénovaní jedinci ve dvaceti letech (Jirák et al., 2007).

## **2.3 Chůze**

Izzo et al. (2022) definují chůzi jako rytmický sled pohybů, který používají všichni živočichové s končetinami včetně lidí k přemísťování z místa na místo. Je to jedna z nejčastějších a nejdůležitějších činností každého dne (Shah et al., 2022). Sovová et al. (2008) říkají o chůzi, že má velký pozitivní vliv na zdraví, přitom je to aktivita, která nic nestojí.

Chůze je pro člověka přirozený a přínosný pohyb. Při chůzi se méně zatěžují klouby, svaly i páteř než při běhu. Je to velmi nenáročná pohybová aktivita jak finančně, časově, tak i fyzicky. Každý si může zvolit tempo chůze, vzdálenost, kterou chce ujít, zda chce jít sám, či ve skupině. Postupem času, kdy se zvyšuje kondice, můžeme zvýšit intenzitu zatížení, popřípadě i objem. V dnešní době je velmi populární chůzí tzv. Nordic walking, kdy se zapojuje i horní část těla díky holím (Štilec, 2004).

Caso et al. (2021) tvrdí, že chůze je velmi důležitou formou pohybové aktivity, která zlepšuje fyzickou i psychickou pohodu. Z toho důvodu některé studie prosazují 10 000 kroků denně. Avšak pro mnohé může být tento cíl těžko dosažitelný, proto Tudor-Locke a Bassett (2004) spekulovali o nižším denním cíli 7 000 kroků za den, což je asi hodina chůze.

### **2.3.1 Pozitiva chůze**

Pravidelná chůze snižuje riziko mnoha onemocnění, například vysokého krevního tlaku, některých kardiovaskulárních onemocnění nebo některých druhů rakoviny (Pate et al., 1995). Spoelder et al. (2023) tvrdí, že pohybová inaktivita zvyšuje riziko neinfekčních onemocnění, jako jsou ischemická choroba srdeční, diabetes 2. typu, rakovina prsu, rakovina tlustého střeva a celkově zkracuje průměrnou délku života. Podle Spoelder et al. (2023) stačí pravidelná chůze, abychom předešli těmto nemocem a snížili úmrtnost ze všech příčin. Chůze nízké až střední intenzity je slibný intervenční cíl v oblasti veřejného zdraví. Chůze má pozitivní vliv i na psychiku, a pokud budeme chodit pravidelně a rychlejším tempem, může to mít pozitivní vliv na redukci hmotnosti (Beňáčka, 2013).



Velkým pozitivem chůze je, že je snadno dostupná pro většinu obyvatelstva a není k ní potřeba nějaké speciální vybavení. Navíc je zde malá pravděpodobnost zranění a je možné chůzi provádět i ve vyšším věku (Beňačka, 2013). Hodně lidí je však vůči chůzi skeptická a přisuzují její pozitivní vliv spíše starším lidem, přitom je vhodná pro všechny (Smith & Levin, 1995).

### **2.3.2 Negativa chůze**

Ačkoli má chůze mnoho pozitivních vlivů na zdraví, existují i jistá negativa chůze. Důležité pro chůzi je zvolení správné obuvi, protože nevhodná obuv může způsobit komplikace jako například puchýře, otlaky nebo poškození nehtů. V dnešní době je snadné sehnat vhodnou obuv do různých terénů a podmínek. Obuv by se měla co nejlépe přizpůsobit chodidlu a pomoci namáhaným kloubům (Hegrová, 2001).

Rizikem při chůzi je přeceňování vlastních schopností. Pokud zvolíme delší trasu chůze a naše tělesná zdatnost na to není připravena, může to vést k obtížím. Únava je dalším rizikovým faktorem. Únava způsobuje nepřesnost pohybu a je ohrožena i stabilita nohy. Při špatném došlápnutí může dojít k drobným poraněním kloubů, šlach i kostí a z dlouhodobého hlediska tyto špatné došlapy mohou vést k vážnějším úrazům (Novotná et al., 2006).

### **2.3.3 Krokový cyklus**

Každý jedinec disponuje individuálním provedením chůze, nicméně některé rysy chůze mají lidé společné. Existuje několik individuálních znaků, které chůzi ovlivňují. Těmito znaky mohou být například zvolená obuv, zdravotní nebo psychický stav člověka, antropometrické parametry nebo také povrch, po kterém chůzi provádíme (Gúth, 2004). Chůze je druh lokomoce, při které se tělo pohybuje a je podpíráno dolními končetinami. Dá se rozdělit na opěrnou fázi, kdy přechází tělo vpřed, a dále fázi švihovou, kterou můžeme chápat jako přípravnou fázi pro další fázi opěrnou (Neumannová et al., 2015).

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze. Jak je zmíněno výše, krokový cyklus je tvořen dvěma fázemi, které se opakují. První fází je kontakt chodidla s podložkou a poslední fází opět kontakt chodidla s podložkou (Gage, 1991). Podle Kalichové (2011) je chůze pohyb dopředu, který se skládá z dvojkroků. Vařeka a Vařeková (2009) rozdělují krokový cyklus na 3 fáze. Fází zahajovací, cyklickou a ukončovací. Oporová fáze je v cyklu zastoupena asi ze 60 %, proto je přítomna i fáze dvojí opory, což znamená, že jsou obě končetiny současně v kontaktu s podložkou. Při rychlejší chůzi se dvojí opora zmenšuje a u běhu není vůbec (Kirtley, 2006).

Dělení krokového cyklu je několik. Sutherland et al. (1988) dělí krokový cyklus na stojnou a švihovou fázi, které dále dělí na:

1. počáteční dvojoporová fáze,
2. jednooporová fáze,
3. druhá dvojoporová fáze

1. počáteční švih
2. mezišvih
3. konečný švih

Trew a Everett (1997) dělí cyklus na 7 fází:

1. úder paty,
2. celá noha na podložce
3. mezistoj
4. odraz
5. zrychlení
6. mezišvih
7. zpomalení.

Vaughan et al. (1999) dělí krokový cyklus na následujících 8 fází:

1. úder paty,
2. kontakt nohy,
3. mezistoj,
4. odvinutí paty,
5. odraz palce,
6. zrychlení,
7. mezišvih,
8. zpomalení.

Whittle (2007) dělí krokový cyklus na:

#### **a) Počáteční kontakt**

V této fázi dochází k prvnímu kontaktu paty s podložkou. Jde zde o přechod z jednooporové fáze na dvouoporovou. Primárně dojde k zhoupnutí hlezenního kloubu, které absorbuje zatížení. Po nárazu se mění rotace v subtalárním kloubu a dojde ke změně v hlezenním kloubu, kdy z mírného vychýlení směrem ven, dojde k vychýlení směrem dovnitř. Tato změna

ovlivňuje addukci hlezna a vnitřní rotaci kosti holenní. Náraz absorbuje přední sval holenní, který je při švihů aktivní a také udržuje dorzální flexi.

Pohyb začíná kontrakcí velkého hýžďového svalu a svalu zadní strany stehen, což způsobí natažení kyčelního kloubu opěrné nohy. Čtyřhlavý sval stehenní a zadní svaly stehenní kontrahují a to způsobí flexi v kolenním kloubu švihové nohy a kyčel se dostává do flexe. Při dopadu může dojít k hyperextenzi kolene, čemuž ale zabraňuje zesílená aktivita zadních svalů stehenních.

Podložka působí reakční silou, kterou kompenzují extenzory kyčle (velký hýžďový sval, pološlašitý sval, poloblanitý sval a dvojhlavý sval stehenní) švihové nohy koncentrickou kontrakcí.

#### **b) Postupné zatěžování**

Ve fázi postupného zatěžování dochází k přechodu z dorzální flexe do flexe plantární v hlezenním kloubu. Excentrická kontrakce předního svalu holenního napomáhá plynulejší absorpci a zpomalení. Excentrická kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního pomáhá brzdit zvyšující flexi v kolenním kloubu. Příčný sval stehenní svou excentrickou kontrakcí stabilizuje pánev a zpomaluje flexi hlezenního kloubu. Velký hýžďový sval přispívá k extenzi kolene, čímž se stabilizuje kolenní kloub. Na konci fáze dochází k extenzi kyčle.

#### **c) Odvinutí palce opačné dolní končetiny**

V této fázi dochází ke změně postavení. Dvojoporové postavení přechází do jednooporového tzv. mezistoje. Chodidlo je již celé na podložce, hlezenní kloub poskytuje oporu a vzniká kolem něj střed otáčení. S pohybem holenní kosti přechází plantární flexe do flexe dorzální. Během oporové fáze je kolenní kloub v neustále flexi, která přetrvává až do další fáze. Následně dochází k extenzi kyčelního kloubu. Dopředný pohyb probíhá vlivem kontrakce a akcelerace velkého hýžďového svalu a zadních svalů stehenních.

#### **d) Mezistoj**

Během fáze mezistoje trojhlavý sval lýtkový brzdí excentrickou kontrakcí dorzální flexi v hlezenním kloubu. Švihová noha dosáhne v kolenním kloubu maximální flexe a postupně dochází k extenzi v kolenním kloubu, a to díky čtyřhlavému svalu stehennímu a jeho koncentrické kontrakci. Flexe se pohybuje kolem 15°, ale záleží na rychlosti chůze. Velikost flexe může ovlivňovat i pohlaví. U stojné nohy pokračuje extenze kyčle, a proto přechází švihová noha přes frontální rovinu. Střední sval hýžďový a napínač stehenní povázky zabraňují naklonění pánve.

#### **e) Odvíjení paty**

Těžiště se posouvá před kolenní kloub stojné nohy, u které je stále extenze kyčelního kloubu. U švihové nohy je hlezenní kloub v maximální dorzální flexi. Stabilizaci pánve zajišťují abduktory kyčelního kloubu. Zde, jak už název vypovídá, dochází ke zvednutí paty z podložky, a to po třetím zhrounutí hlezenního kloubu. Postup bérce se zastavuje a střed otáčení se přemisťuje na hlavičky metatarzů. K udržení rovnováhy napomáhá trojhlavý sval lýtkový a jeho produkce asi 80 % zrychlující síly. Dále dochází k jeho koncentrické kontrakci. Tato produkce upevňuje flexi hlezenního kloubu, což umožní odvinutí paty z podložky.

#### **f) Počáteční kontakt opačné dolní končetiny**

V této fázi dochází k nárazu paty švihové nohy na podložku. Koncentrická kontrakce trojhlavého svalu lýtkového a vnější moment kolem středu otáčení způsobuje plantární flexi v hlezenním kloubu. Holenní kost dosahuje maximální zevní rotace a maximálního vychýlení směrem ven. Příčný sval stehenní excentrickou kontrakcí zamezuje příliš rychlé flexi v kolenním kloubu. Jakmile dosáhne opěrná noha maximální extenze v kyčelním kloubu, kloub se začne ohýbat. Dlouhý přitahovač je hlavním flexorem.

#### **g) Odvinutí palce**

Tato fáze ukončuje fázi oporovou a začíná fáze švihová. Po přechodu z odvinutí palce do fáze švihové dosáhne hlezenní kloub stojné nohy maximální plantární flexe. K dosažení neutrálního postavení v kloubu pomáhá ustupující kontrakce trojhlavého svalu lýtkového švihové nohy a následná aktivace předního svalu holenního. Při odrazu kolenní kloub dosáhne maximální extenze a po aktivaci přímého svalu stehenního a dlouhého přitahovače dochází k plynulé flexi. Kyčelní kloub také přechází do flexe.

#### **h) Míjení chodidel**

Počáteční švihová fáze přechází do fáze mezišvihu. Jak už z názvu vyplývá, jde zde o to, že švihová noha míjí nohu stojnou. Svalový tonus předního svalu holenního zajišťuje přechod hlezenního kloubu z flexe plantární do flexe dorzální. Dokud se pata nedotkne podložky, chodidlo je v neutrálním postavení s mírným vychýlením směrem ven. Při míjení dolních končetin dochází k maximální flexi kyčelního a kolenního kloubu a poté přechází zpět do extenze.

### **i) Fáze vertikálního postavení holenní kosti**

Tato fáze je v krokovém cyklu poslední a ukončuje fázi švihovou. Typickým znakem, jak už název napovídá, je vertikální postavení holenní kosti. Švihová noha má chodidlo v neutrální pozici, kterou udržuje napnutý přední sval holenní. Kolenní kloub švihové nohy přechází do extenze a excentrická kontrakce zadních svalů stehenních zabraňuje hyperextenzi. Dochází zde ke stagnaci flexe v kyčelním kloubu, aby mohla následovat extenze a počátek dalšího krokového cyklu.

### **2.3.4 Kinematika pánve a kloubů dolních končetin při chůzi**

#### **a) Pánev**

Při chůzi se pánev pohybuje ve všech rovinách: v sagitální rovině, frontální rovině i transverzální rovině. V rovině sagitální se pánev pohybuje směrem dopředu, ve frontální rovině dochází k úklonu, a v transverzální rovině k rotaci (Perry, 1992). V těchto rovinách je možné hodnotit náklon pánve díky čtyřem bodům, kterými je pánev při chůzi často charakterizována. Jsou to pravý a levý přední horní trn kosti kyčelní a pravý i levý zadní horní trn kosti kyčelní (Svoboda et al., 2020). Rotace se pohybuje kolem 4° na každou stranu, úklon kolem 5° na každou stranu (Rose & Gamble, 2006). V průběhu chůze dochází v sagitální rovině k pohybu v kyčelním kloubu. Rozsah tohoto pohybu určuje míru rotace a úklonu v pánvi (Whittle, 2007).

V konečném stoji dochází v pánvi ke sklonu dopředu, ve fázi předšvihů a mezišvihů se pánev dostává do neutrální polohy a poté v konečném švihů opět dochází k antevertzi neboli sklonu dopředu (Perry, 1992). Podle Neumannové et al. (2015) dosahuje pánev nejvyšších hodnot antevertze v konečném stoji a v konečném švihů, naopak nejnižších hodnot ve fázi předšvihové a fázi postupného zatěžování.

#### **b) Kyčelní kloub**

Dle Chao a Cahalan (1990) se kyčelní kloub pohybuje také ve všech třech rovinách. V sagitální rovině je během chůze kyčelní kloub v rozsahu 41°, ve frontální rovině 9° a v rovině transverzální 12°. Kaufman a Sutherland (2006) zmiňují velmi podobný rozsah pohybu v kyčelním kloubu při chůzi, 40° v sagitální rovině, 10° v rovině frontální a 12° v transverzální rovině.

V sagitální rovině a počátečním kontaktu je kyčelní kloub ve flexi, která následně přechází do extenze asi v polovině krokového cyklu a zpět do flexe se vrací během fáze švihové. Nejvyšší flexe (cca 30°) dosahuje kyčelní kloub asi v polovině švihové fáze, která přetrvává až do fáze

počátečního kontaktu. K nejvyšší extenzi (10-20°) dochází před koncem stojné fáze (Whittle, 2007). Co se týče frontální roviny, ve fázi počátečního kontaktu je kyčelní kloub v neutrální poloze. K addukci dochází ve fázi mezistoje a odvinutí paty. Po odražení palce dochází k mírné abdukci. Addukce probíhá i během švihové fáze a poté nastává opět neutrální poloha kyčelního kloubu (Rose & Gamble, 2006). Kyčelní kloub zaujímá neutrální polohu i v rovině transverzální na počátku kontaktu. K zevní rotaci dochází na počátku stojné fáze, která se však pomalu mění na vnitřní rotaci. Při odrazu palce dochází k maximální hodnotě vnitřní rotace (Chao & Cahalan, 1990).

### **c) Kolenní kloub**

Kolenní kloub je největší a nejsložitější kloub lidského těla (Rychlíková, 2002). Dle Perryho (1992) plní kolenní kloub funkci absorpční, kdy absorbuje nárazy spojené s chůzí a tím snižuje zátěž dalších kloubů. Dále zvedá chodidlo nad podložku a má podíl na dokončení kroku a připravuje dolní končetiny na stojnou fázi.

Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině je při chůzi cca 70° (Neumannová et al., 2015). Téměř plná extenze v kolenním kloubu nastává těsně před počátečním kontaktem. Flexe nastává během fáze zatěžování a v první fázi mezistoje. K extenzi dochází v druhé fázi mezistoje a někdy mezi počátečním švihem a mezišvihem následuje opět flexe (Whittle, 2007). Při chůzi se kolenní kloub pohybuje jak do addukce, tak i abdukce (Perry, 1992). Rotace v kolenním kloubu se zvětšují na základě rostoucí flexe (Živčák, 2004). Dylevský (2009) tvrdí, že velký vliv má na rozsah rotace i zatížení kolenního kloubu.

### **d) Hlezenní kloub**

Ve fázi počátečního kontaktu je hlezenní kloub v neutrálním postavení. Poté nastává mírná plantární flexe, dále následuje ve fázi mezistoje dorzální flexe v rozsahu cca 10°, která přetrvává až do fáze počátečního kontaktu na opačné končetině. Ve fázi, kdy se odráží palec z podložky, dochází k plantární flexi v rozsahu cca 25°. Ve švihové fázi probíhá dorzální flexe a kolenní kloub se vrací do neutrální polohy až před fází počátečního kontaktu (Whittle, 2007).

Kaufman a Sutherland (2006) popisují pohyb hlezenního kloubu při chůzi jako tři „zhoupnutí“. První „zhoupnutí“ charakterizují jako pohyb, kdy dochází k plantární flexi, která přetrvává až po kontralaterální odlepení palce. Na tento pohyb má vliv reakční síla podložky. Přenos zátěže přes fixní chodidlo nazývají jako druhé „zhoupnutí“, ke kterému dochází v jednooporové fázi. Třetí „zhoupnutí“ nastává na konci stojné fáze a po třetím „zhoupnutí“ následuje dorsální flexe.

Perry (1992) uvádí, že při chůzi je rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině průměrně 30°. Pohyb v hlezenním kloubu ovlivňuje rychlost, jakou pohyb provádíme, rozsah pohybu v hlezenním kloubu se zvyšuje se zvyšující se rychlostí (Neumannová et al., 2015).

## 2.4 Chůze z kopce

Chůze z kopce je běžně prováděnou každodenní činností, a proto je znalost tématu klinicky důležitá (Wiik et al., 2015). Podle Škopka (2010) se při chůzi z kopce zkracuje délka kroku a je snížena jak dynamika, tak i intenzita pohybu. Dále je snižené těžiště těla kvůli pokrčování kolen. Dle de Oliveira et al. (2018) může chůze z kopce způsobit poruchy držení těla a ohrozit řízení chůze, protože z kopce jdeme rychleji.

Při chůzi z kopce fungují kolenní extenzory jako brzda, která pohlcuje energii a tím snižuje riziko poranění při uklouznutí nebo pádu. Chůze z kopce zahrnuje submaximální excentrické kontrakce extenzorů kolene (Maeo et al., 2016). Maeo et al. (2016) dále uvádějí, že čtyřicetiminutová chůze z kopce jednou týdně zlepšuje sílu kolenních extenzorů. To naznačuje, že chůze z kopce může být efektivním tréninkovým způsobem, jak zlepšit excentrickou i celkovou sílu kolene i při relativně krátkodobém (4 týdny) a nízkofrekvenčním tréninku. Jelikož je chůze primární pohybovou aktivitou, která je přístupná téměř všem bez ohledu na pohlaví, věk a fyzickou kondici, očekává se, že zavedení chůze z kopce do tréninkového programu by prospělo širokému spektru jedinců.

Chůze z kopce způsobuje svalové poškození, které vyžaduje několik dní na zotavení (Maeo et al., 2017). Svalové poškození je způsobeno velkým množstvím prováděných excentrických kontrakcí. Avšak tyto excentrické kontrakce, které se používají ke zpomalení, stimulují neuromuskulární systém a také kardiorespirační systém (de Lima et al., 2015). Phillipe et al. (2017) tvrdí, že pravidelná chůze z kopce výrazně snižuje LDL cholesterol a inzulinovou rezistenci a naopak zvyšuje glukózovou toleranci u zdravých mužů a žen.

## 2.5 Chůze se zátěží

V moderní společnosti je stále poměrně běžné, že lidé na dlouhou vzdálenost a dlouhou dobu nosí těžká břemena. Studenti nosí těžké batohy, turisté musí být vybaveni užitečnými věcmi a občerstvením, vojáci musí nést zejména bojové potřeby a zásoby, jejichž hmotnost může být dokonce vyšší než 45 kg. Lidé v méně rozvinutých zemích a horských oblastech musí ručně přepravovat plodiny nebo zboží (Li, T., & Li, Q., 2023). Schopnost přepravovat podstatnou zátěž vyžaduje mnoho profesí včetně mnoha, které mohou zažívat kognitivní deficity spojené s extrémními fyzickými nároky. Od vojáků se například často očekává, že během jediného

tréninku přepraví náklad o hmotnosti 20-35 kg po vzdálenost delší než 10 km (Mooney et al., 2014).

Aby se horní končetiny uvolnily pro jiné činnosti, náklad se obvykle nese na zádech. Tato dodatečná zatížení ovlivňují lidské tělo z hlediska biomechanického, fyziologického a zdravotního. Velká zatížení způsobují vysoký tlak na povrchu těla a značně zatěžují klouby (Li, T., & Li, Q., 2023).

Chůze se zátěží má za následek zvýšenou SF, zvýšenou hodnotu  $VO_2\text{max}$  a zvýšenou intenzitu vnímané námahy (Lidstone et al., 2017). Nesená zátěž významně ovlivňuje držení těla, chůzi, mobilitu i ekonomiku pohybu. Snižuje celkovou pracovní kapacitu kvůli zvýšené energetické a kardiovaskulární náročnosti. Vnější zátěž výrazně zvyšuje kardiorespirační, metabolické a vnímané nároky pohybu (Arcidiacono et al., 2023). Metabolické nároky se mohou v průběhu času při delší chůzi dále zvyšovat (Li, T., & Li, Q., 2023). Podle Walker et al. (2022) má nesená zátěž vliv na změny biomechaniky dolních končetin a může způsobovat stresové zlomeniny. Dále pak může nesená zátěž způsobovat problémy se zády, avšak batohy často mívají kyčelní pásy, které snižují zatížení ramen, část nesené zátěže je přenášena do pánve, což může snižovat poranění zad (Sturdy et al., 2021). Li, T. a Li, Q. (2023) tvrdí, že dlouhodobější přeprava nějakého zatížení může vést k různým poruchám a zvýšit riziko poranění pohybového aparátu, a proto je velmi žádoucí vědecky vylepšit efektivitu přepravy zátěže a zároveň snížit nepříznivé účinky. Například menší svalové skupiny v horních nebo dolních končetinách se snadno unaví, proto je výhodnější nést zátěž na zádech, kde jsou svalové skupiny větší. Hmotnost zatížení blíže ke středu hmotnosti tělesa vyžaduje méně energie, proto je nošení zátěže na zádech stále nejčastější metoda. I Faghy et al. (2016) tvrdí, že je to nejpraktičtější a nejefektivnější umístění pro vnější zátěž. Chůze s batohem způsobuje zatížení v bederní páteři. Rozložení zátěže a sklon chůze jsou důležitými faktory z hlediska účinnosti přepravy nákladů a měly by být zohledněny jak při konstrukci, tak při nakládání batohů. Nepříjemné pozice při nošení zátěže vedou k několika obavám o zdraví při práci, například bolesti zad, posturální syndromy nebo onemocnění pohybového aparátu (Patel et al., 2022).

## **2.6 Vysoká nadmořská výška**

V posledních letech narůstá trend, kdy se jednotlivci odváží vyjít do vysokých výšek za účelem turistiky, sportovních aktivit nebo práce. Již několik desetiletí probíhá rozsáhlý výzkum fyziologických odchylek vyplývajících z expozice ve vysokých nadmořských výškách v souvislosti s hypobarickou hypoxií (Guo et al., 2023). Masé et al. (2023) definují vysokou nadmořskou výšku jako výšku, která je vyšší než 2500 m n. m. Ve vysokohorských oblastech je vzduch řídký,



obsahuje méně kyslíku a atmosférický tlak je nízký (Liu X., & Liu J., 2024). Getu (2022) tvrdí, že vysoká nadmořská výška je charakterizována kolísáním teplot, ultrafialovým zářením, vlhkostí vzduchu a především poklesem atmosférického tlaku. Atmosférický tlak se postupně snižuje se zvyšující se nadmořskou výškou a parciální tlak kyslíku ve vzduchu postupně klesá, proto klesá i obsah kyslíku ve vdechovaném vzduchu (Guo et al., 2023). V prostředí vysoké nadmořské výšky a nízkého tlaku se snižuje obsah kyslíku v arteriální krvi v těle, což vede k vysoké expresi erythropoetinu, čímž se zvyšuje obsah červených krvinek a hemoglobinu, což zlepšuje nosnost kyslíku (Yan et al., 2023).

Přibližně 2 % světové populace žije ve výšce nad 1500 m n. m., kde nízký atmosférický tlak, snížená hladina kyslíku, drsné studené a suché podmínky a dopady klimatických změn představují značné zdravotní problémy. Obyvatelé těchto vysokohorských oblastí vykazují fyziologické adaptace. Dále pak jsou lidé menší, mají zvětšená žebra a zlepšený přísun kyslíku v hypoxických podmínkách. Ve výškách 1500 m n. m. a vyšších mohou mít lidé nižší hodnoty parciálního tlaku a arteriální saturace (Guo et al., 2023). Guo et al. (2023) navrhují výšku 1500 m n. m. jako hranici mezi fyziologickými a patologickými nadmořskými podmínkami. Dále také zjistili, že lidé žijící v nadmořských výškách nad 2500 m n. m. mají velmi nízkou úmrtnost na covid-19 a je méně pravděpodobné, že se u nich vyskytnou závažné následky.

Jak budou lidé reagovat na vyšší nadmořskou výšku, záleží na mnoha faktorech. Mezi tyto faktory patří například doba expozice, nadmořská výška, rychlost stoupání a aklimatizace (Masé et al., 2023). Dlouhodobě pobývajícím obyvatelům ve vysokých nadmořských výškách mají sníženou tělesnou hmotnost a zažívají potlačenou chuť k jídlu (Chen et al., 2022).

## **2.7 Hypoxie**

Hypoxie je snížení dodávky kyslíku do tělesných tkání způsobené poklesem saturace kyslíku v arteriální krvi (Chen et al., 2022). Masé et al. (2023) charakterizuje hypoxii jednoduše jako snížené množství kyslíku ve vzduchu. Vokurka et al. (2008) uvádí, že hypoxie je stav nedostatku kyslíku. Nejvíce závislý na kyslíku je mozek, proto může při hypoxii docházet k závažným následkům (Masé et al., 2023). To potvrzuje i Getu (2022). Guan et al. (2022) tvrdí, že je to tím, že mozkové tkáně se vyznačují vysokým metabolismem a vysokou spotřebou energie. Smysl, který je hypoxií nejvíce ovlivněn, je zrak, který je také často zkoumán (Masé et al., 2023).

Hypoxie může postihnout celý organismus, mluvíme tedy o celkové nebo systémové hypoxii, nebo může postihovat jen jeho část, to pak nazýváme lokální nebo místní hypoxií. Hypoxie může vzniknout náhle – akutní hypoxie, nebo se může jednat o dlouhodobější stav –

chronická hypoxie. Hypoxie může mít různou intenzitu až po anoxii, což je úplný nedostatek kyslíku (Vokurka et al., 2008). Trojan et al. (1999) dělí hypoxii na hypoxii hypoxickou, stagnační, anemickou a histotoxickou. Hypoxie hypoxická znamená nízký parciální tlak kyslíku v atmosférickém vzduchu. Hypoxie stagnační nastává při poruchách krevního zásobení. Hypoxie anemická nastává při snížené transportní kapacitě krve způsobené anemií a hypoxie histotoxická může nastat při některých otravách, například kyanidy. Dále může být hypoxie přirozená, tedy po výstupu do vyšších nadmořských výšek, tzv. hypobarická hypoxie, nebo může být uměle vytvořena například v hypoxické komoře, kde je vzduch ředěn dusíkem (Botek et al., 2017).

Prvotní reakcí na hypoxii je zvýšení srdečního výdeje v důsledku zvýšení srdeční frekvence a dočasné zvýšení arteriálního krevního tlaku v důsledku sympatických aktivit. Akutní vystavení nedostatku kyslíku zpočátku mění mechaniku dýchání. Dochází ke zvýšení hloubky a rychlosti dýchání, což je nakonec spojeno se snížením hladiny oxidu uhličitého v krvi (Getu, 2022). Změny v dýchání mohou být i subjektivní, jako například nouze o dech, což způsobuje bušení srdce, svírání na hrudi a dýchání je namáhavější (Bartůňková et al., 2013).

Hypoxie způsobuje zvýšení počtu červených krvinek, hladiny hemoglobinu a objemu krve (Guo et al., 2023). Dále ovlivňuje metabolismus lipidů. Zvyšuje hladinu serotoninu v krvi. Serotonin reguluje chuť k jídlu, proto může hypoxické prostředí vést ke snížení chuti k jídlu, což může zlepšit úbytek tělesné hmotnosti a napomocť ke snížení obezity (Chen et al., 2022). Hypoxie je často také spojena s úpadkem kognitivních funkcí (Chroboczek et al., 2022). Dle Bartůňkové et al. (2013) způsobuje hypoxie poruchy spánku – časté buzení, neustálý pocit únavy. Může být zhoršena koordinace, úsudek a mohou se objevit i halucinace.

Akutní a chronická hypoxie může vyvolat různá onemocnění (Guo et al., 2023). Chronická hypobarická hypoxie ve vysokohorských oblastech může ovlivňovat funkce srdce, cerebrovaskulárního systému a dýchacího ústrojí, zhoršovat poznávání, urychlovat progresi neurodegenerativních onemocnění, vážně ovlivňovat normální fyziologickou funkci tělesných systémů a dokonce způsobovat systémová onemocnění (Xu & Fan, 2022). Getu (2022) říká, že chronická hypoxie podporuje plicní vazokonstrikci a zvyšuje plicní arteriální tlak a arteriální rezistenci, což v konečném důsledku vede k hypertrofii pravé komory a nakonec k srdečnímu selhání.

### **2.7.1 Hypoxie a pohybová aktivita**

Využívání nižšího parciálního tlaku vzduchu je v současnosti jednou z klíčových diskutovaných legálních možností ovlivňování sportovní výkonnosti (Tupý et al., 2020). O hypoxický trénink vzrůstá zájem jak u vytrvalostních, tak i týmových sportovců (Burtscher et al.,

2023). Výškový trénink je hojně využíván trenéry a sportovci jako doplněk běžného tréninku (Rodríguez et al., 2024). Pohybová aktivita ve vysoké nadmořské výšce, tedy v hypobarickém a hypoxickém prostředí, zvyšuje míru stresu a způsobuje mnohočetné fyziologické změny (Niederer et al., 2023). Některé studie ukázaly, že cvičení v hypoxických podmínkách pomáhá zmírnit řadu kardiovaskulárních, metabolických a plicních nemocí (Chen et al., 2022). Intermitentní hypoxický trénink má různé ochranné účinky na dýchací systém, kardiovaskulární systém, nervový systém a další orgány. Intermitentní hypoxický trénink jako neinvazivní pomocná léčba byl aplikován k léčbě a prevenci chronického bronchiálního astmatu, hypertenze nebo srdečních arytmií (Zhang et al., 2024). Bartůňková et al. (2013) tvrdí, že hypoxický trénink je významný pro vytrvalostní sporty, protože zvyšuje transportní kapacitu krve. Dále také uvádí, že napomáhá zotavení po krátkém výkonu. Tupý et al. (2020) ve své studii zmiňují intervalový hypoxický trénink, kdy je organismus vystavován množství krátkých epizod vzduchu s nízkým obsahem kyslíku a následně je přerušován normoxií. Intervalový hypoxický trénink zvyšuje toleranci nízké saturace kyslíku v krvi a svalové buňky lépe využívají kyslík. Zlepšení aerobního cvičení a pracovních výkonů ve vysoké nadmořské výšce však vyžaduje delší období aklimatizace (několik týdnů až měsíců) (Poudel et al., 2022). Expozice hypoxie ve spojení s tělesným zatížením má hlavní cíl vyvolat fyziologické adaptace, které podporují zlepšení výkonnosti. Studie prokázaly, že spojení hypoxie a tréninku může zlepšit jak hematologické faktory související s transportem kyslíku, jako je zvýšení erythropoetinu, hematokritu a koncentrace hemoglobinu, tak i periferní faktory související se schopností svalového pufrování a získávání energie během cvičení (Dellavechia et al., 2023).

## 2.8 Akutní horská nemoc

Je dobře známo, že akutní horská nemoc způsobená rychlým stoupáním nad 2500 m, je nejčastější fyziologickou dysfunkcí, ke které dochází ve vysokých nadmořských výškách (Fayazi et al., 2023). Tato nemoc postihuje více než čtvrtinu jedinců cestujících do výšky nad 3500 m (Liu et al., 2024). V nadmořské výšce 6000 m se akutní horská nemoc vyskytuje u více než poloviny jedinců (Guo et al., 2023). Berger et al. (2023) tvrdí, že riziko rozvoje akutní horské nemoci může nastat již při výstupu nad 2000 m. Mezi rizikové faktory patří jak dosažená nadmořská výška, tak i rychlost stoupání, individuální vnímavost, anamnéza vysokohorské nemoci a nadmořská výška trvalého bydliště (Poudel et al., 2022).

Akutní horská nemoc má několik příznaků. Fayazi et al. (2023) uvádí mezi příznaky bolest hlavy, gastrointestinální příznaky, poruchy spánku, ztrátu chuti k jídlu a celkové oslabení. Tyto příznaky uvádí několik dalších autorů, avšak liší se v době jejich nástupu. Fayzai et al. (2023) píše,

že příznaky se mohou objevit již dvě až tři hodiny po výstupu. Liu et al. (2024) tvrdí, že příznaky akutní horské nemoci se objevují do čtyř až dvanácti hodin po dosažení vysoké nadmořské výšky a mohou být mírné až těžké a Poudel et al. (2022) uvádí, že se vyskytují zpravidla do šesti až dvanácti hodin po vystavení se nadmořské výšce vyšší než 2500 m n. m. Každý člověk je jinak náchylný k nízké teplotě, nízkému tlaku a prostředí s nízkým obsahem kyslíku, proto se mohou vyskytovat různé úrovně horské nemoci (Ma et al., 2023). Pokud nejsou příznaky akutní horské nemoci řešeny nebo léčeny, mohou se rozvinout do plicního či mozkového edému (Fayazi et al., 2023).

## **3 CÍLE**

### **3.1 Hlavní cíl**

Hlavním cílem projektu je hodnocení změn vybraných fyziologických parametrů při chůzi s negativním sklonem bez nesené zátěže a s nesenou zátěží v normoxii a normobarické hypoxii u souboru žen ve věku 19-27 let.

### **3.2 Dílčí cíle**

- 1) Vyhodnocení změn intenzity zatížení v podmínkách normoxie a hypoxie.
- 2) Vyhodnocení subjektivního vnímání zatížení v podmínkách normoxie a hypoxie.
- 3) Porovnání změn vybraných ventilačních a kardiovaskulárních parametrů v podmínkách normoxie a hypoxie.
- 4) Vyhodnocení změn intenzity zatížení při chůzi po rovině, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez nesené zátěže a při chůzi s negativním sklonem 15 % s nesenou zátěží.
- 5) Vyhodnocení subjektivního vnímání zatížení při chůzi po rovině, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez nesené zátěže a při chůzi s negativním sklonem 15 % s nesenou zátěží.
- 6) Porovnání změn vybraných ventilačních a kardiovaskulárních parametrů při chůzi po rovině, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez nesené zátěže a při chůzi s negativním sklonem 15 % s nesenou zátěží.

### **3.3 Výzkumné otázky**

- 1) Jaký rozdíl bude v SF při chůzi v normoxii a hypoxii?
- 2) Bude mít přidaná zátěž jiný vliv v hypoxii než v normoxii?
- 3) Způsobí hypoxie odpovídající 2700 m n. m. výraznější odezvu než přidaná zátěž?
- 4) Vzroste vlivem hypoxie subjektivně vnímaná intenzita zatížení?
- 5) Jak se bude lišit subjektivně vnímaná intenzita zatížení při chůzi bez batohu a s batohem?
- 6) Sníží se fyziologická odezva při chůzi s negativním sklonem bez nesené zátěže v porovnání s chůzí po rovině?

## 4 METODIKA

### 4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor byl složen ze 14 zdravých žen ve věku 19 až 27 let. Původní výzkumný soubor tvořilo 15 žen, ale jedna dobrovolnice nedokončila měření v plném rozsahu. Dobrovolnice byly převážně studentky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, jednalo se tedy o sportovně aktivní ženy. Výzkumu se mohly účastnit pouze nekuřačky. Žádná z dobrovolnic nebyla kontraindikována nějakými zdravotními problémy nebo jinými obtížemi, které by znemožňovaly průběh měření nebo by negativně ovlivnily validitu získaných dat. Všechny účastnice výzkumu byly informovány o podmínkách výzkumu, časové náročnosti výzkumu a bylo jim sděleno, jaké fyziologické parametry se budou sledovat. Všechny probandky podepsaly informovaný souhlas s průběhem výzkumného šetření (příloha 1). Výzkum se uskutečnil v březnu a dubnu roku 2024 jako součást projektu IGA, který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury v Olomouci viz (příloha 2). Tabulka 1 ukazuje fyziologické a somatické parametry výzkumného souboru.

**Tabulka 1**

*Fyziologické a somatické charakteristiky výzkumného souboru (n = 14)*

	M	SD
Věk (roky)	22,36	2,41
Tělesná výška (cm)	170,07	7,59
Tělesná hmotnost (kg)	65,93	10,16
BMI kg/m <sup>2</sup>	22,76	3,42
SFklid (tep/min)	55,5	5,68
predSFmax (tep/min)	197,64	2,41
VLC (l)	4,21	0,55
VLC (%)	105,00	11,25
FEV1 (l)	3,72	0,42
FEV1 (%)	106,86	7,98

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, BMI – body mass index, SFklid – klidová srdeční frekvence, predSFmax – predikovaná maximální srdeční frekvence (dle vzorce 220 - věk), VLC – vitální kapacita plic, FEV1 – jednosekundová vitální kapacita.

## 4.2 Metody sběru dat

Výzkumné měření se odehrávalo ve fyziologické laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, kde je k dispozici hypoxická komora, která byla pro výzkum nezbytná. Fyziologická laboratoř se nachází v nadmořské výšce přibližně 260 m n. m. a v hypoxické komoře bylo simulováno 2700 m n. m.

Všechny dobrovolnice se zúčastnily dvou měření se čtrnáctidenním odstupem. Probandky byly rozděleny na polovinu, kdy jedna polovina začínala normoxií a druhá polovina hypoxií. Účastnicím však nebylo řečeno, zda začínají v normoxii či hypoxii, aby nebyly ovlivněny výsledky. Měření se provádělo mezi 9:00 a 15:30 a každá z probandek začínala vždy ve stejný čas. Všem dobrovolnicím bylo řečeno, aby vynechaly náročnou pohybovou aktivitu alespoň 24 hodin před měřením a vyvarovaly se užívání látek ovlivňujících srdeční frekvenci alespoň 12 h před měřením.

Ke sběru dat bylo využito antropometrické měření, při kterém jsme zjistili výšku a hmotnost účastnic výzkumu. Klidová spirometrie byla využita pro zjištění vitální kapacity plic. Na běžeckém páse účastnice chodily po dobu 15 min rychlostí 6 km/h. Pět minut chůze rychlostí 6 km/h odpovídá vzdálenosti 0,5 km, probandky tedy během jednoho testového protokolu nachodily 1,5 km. Patnáctiminutová chůze byla rozdělena do tří pětiminutových částí, kdy prvních 5 minut chodily probandky po rovince rychlostí 6 km/h, poté se na páse nastavil negativní sklon -15 %, účastnice výzkumu tedy šly stejnou rychlostí, ale z kopce, a v posledních pěti minutách měly nasazený batoh se zátěží, která odpovídala 15 % jejich tělesné hmotnosti. Průměrná hmotnost batohu byla  $10,04 \pm 1,47$ . Hmotnost batohu byla pro každou účastnici dovažována individuálně pomocí činek a kontrolována na váze. V průběhu měření měly dobrovolnice za úkol ukazovat každých 5 minut na prstech číslo od 0 do 10 Borgovy škály, tedy jak subjektivně vnímaly vynaložené úsilí a také jim byla měřena saturace pomocí pulzního oxymetru Nonin Avant 4000 (Nonin Medical, Minneapolis, MN, USA). Dále byl využit hrudní pás (Polar, Kempele, Finsko), pomocí kterého jsme měřili srdeční frekvenci. Pro měření ventilačních parametrů byl využit systém Blue Cherry (Geratherm, Bad Kissingen, Německo), kdy v průběhu byly zaznamenávány parametry dechového objemu, dechové frekvence a minutové ventilace. Vytvoření hypoxických podmínek odpovídajících 2700 m ( $FiO_2 \sim 15\%$ ) nad mořem zajišťovala hypoxická komora vybavená generátorem pro produkci hypoxického vzduchu HR-1470 (Hypoxie Group, Praha, Česká republika). Na obrázku 1 vidíme probandku na běhátku bez nesené zátěže a s nesenou zátěží.

## Obrázek 1

*Probandka na běhátku s nastaveným negativním sklonem bez nesené zátěže a s nesenou zátěží*



### 4.3 Měřicí přístroje

K antropometrickému měření, konkrétně ke stanovení výšky (cm) a hmotnosti (kg) byl využit stadiometr a osobní váha Tanita.

Spirometrie byla provedena k posouzení individuální vitální kapacity a také k posouzení objemu usilovného výdechu za jednu sekundu, tzv. FEV1. Dále byly tyto hodnoty přepočteny podle plochy povrchu těla (%) jako tzv. náležité hodnoty. Ke klidové spirometrii byl využit Spirostik se softwarem Blue Cherry (Geratherm Respiratory, Bad Kissingen, Německo).

Účastnice chodily na běžeckém páse Technogym (Cesena, Itálie), model Runrace HC 1200.

Pomocí hrudního pásu (Polar, Kempele, Finsko) jsme během výzkumu monitorovali srdeční frekvenci.

Účastnicím byla nasazena na obličej maska s průtokovým senzorem propojeným s analyzátozem dechových plynů, pomocí kterého byly sledovány parametry ventilace,  $VO_2$  a RQ (Ergostik se softwarem Blue Cherry; Geratherm Respiratory, Bad Kissingen, Německo).



Po každém pětiminutovém úseku byla zaznamenávána hodnota vnímaného úsilí pomocí Borgovy škály. Borgova škála je číselná stupnice od 0-10 a každé číslo udává subjektivní vnímání zatížení při různých pohybových činnostech.

## Obrázek 2

*Borgova škála (VelocityEHS, 2023)*

Borg CR-10 Scale Rating of Perceived Exertion	
Rating	Description
0	Nothing at all
0.5	Very, very light
1	Very light
2	Light
3	Moderate
4	Somewhat hard
5	Hard
6	
7	Very hard
8	
9	
10	Very, very hard
•	Maximal

Pulzním oxymetrem Nonin Avant 4000 (Nonin Medical, Minneapolis, MN, USA) jsme měřili arteriální saturaci kyslíkem v posledních 30 sekundách každého pětiminutového úseku.

Normobarická hypoxie byla vytvořena pomocí hypoxické komory a generátoru hypoxického vzduchu HR-1470 (Hypoxie group, Praha, Česká republika).

## 4.4 Statistické zpracování dat

U jedinců byl uskutečněn výpočet základních statistických veličin, jako jsou průměr a směrodatná odchylka. Dále vnitroskupinové komparace se prováděly pomocí párového t-testu a pro neparametrická data byl použit Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na hladině  $p < 0,05$ . Pro statistické výpočty byl použit software Statistica 14.0.

Doplňkový odhad intenzity zátěže při daných typech chůze byl postaven na měření spotřeby kyslíku a stanovení intenzity zátěže pomocí METs, kdy 1 MET odpovídá u žen kyslíkové spotřebě 3,4 ml/kg/min, s klasifikací 1-3 METs nízká intenzita, 3-6 METs střední intenzita, nad 6 METs vysoká intenzita (Ainsworth et al., 2011). Dále jsme využili i lineární souvislosti mezi

maximální tepovou rezervou a spotřebou kyslíku s výsledkem odhadu intenzity zátěže v %VO<sub>2</sub>max (Karvonen et al., 1957).

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Souhrnné výsledky

V následujících čtyřech tabulkách (tabulky 2-5) jsou sepsány souhrnné výsledky celého výzkumu. Tabulka 2 ukazuje naměřené hodnoty v normoxii a tabulka 3 uvádí naměřené hodnoty v hypoxii. Tabulka 4 uvádí naměřenou saturaci ve všech podmínkách měření a tabulka 5 ukazuje hodnoty Borgovy škály.

#### Tabulka 2

*Souhrnné výsledky fyziologických parametrů v normoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD
N1SF (tepy/min)	122,36	12,59
N1VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	17,13	1,30
N1VE (l/min)	31,21	5,39
N1RQ	0,86	0,07
N2SF (tepy/min)	116,71	10,42
N2VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	12,19	1,35
N2VE (l/min)	25,50	3,06
N2RQ	0,89	0,06
N3SF (tepy/min)	125,00	12,34
N3VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	14,34	1,67
N3VE (l/min)	28,71	5,65
N3RQ	0,87	0,07

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, N – normoxie, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, SF – srdeční frekvence, VO<sub>2</sub> – spotřeba kyslíku, VE – ventilace, RQ – respirační kvocient.

### Tabulka 3

*Souhrnné výsledky fyziologických parametrů v hypoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD
H1SF (tepy/min)	128,07	9,71
H1VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	17,46	1,37
H1VE (l/min)	34,71	5,00
H1RQ	0,87	0,08
H2SF (tepy/min)	118,21	9,39
H2VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	12,59	1,31
H2VE (l/min)	27,00	3,11
H2RQ	0,86	0,07
H3SF (tepy/min)	128,21	11,12
H3VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	14,26	1,38
H3VE (l/min)	29,57	4,26
H3RQ	0,86	0,07

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, H – hypoxie, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, SF – srdeční frekvence, VO<sub>2</sub> – spotřeba kyslíku, VE – ventilace, RQ – respirační kvocient.

### Tabulka 4

*Hodnoty kyslíkové saturace (%) v normoxii a hypoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD
N1SpO <sub>2</sub>	98,21	0,89
N2SpO <sub>2</sub>	98,36	0,50
N3SpO <sub>2</sub>	98,14	0,53
H1SpO <sub>2</sub>	88,93	3,38
H2SpO <sub>2</sub>	90,86	2,14
H3SpO <sub>2</sub>	89,50	2,93

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, N – normoxie, H – hypoxie, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, SpO<sub>2</sub> – saturace.

## Tabulka 5

Hodnoty Borgovy škály v normoxii a hypoxii u souboru žen ( $n = 14$ )

	M	SD	Me	IQR
N1borg	0,57	0,85	0,00	1,00
N2borg	0,71	0,91	0,00	2,00
N3borg	2,21	1,58	2,00	3,00
H1borg	0,86	0,95	1,00	1,00
H2borg	0,71	1,14	0,00	1,00
H3borg	2,14	1,56	2,00	3,00

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me – medián, IQR – interkvartilové rozpětí, N – normoxie, H – hypoxie, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem.

Odhadovaná intenzita zátěže v normoxii činí, pokud vycházíme z naměřené spotřeby  $O_2$ , 5 METs při chůzi po rovině, přičemž tato hodnota klesá na 3,6 METs při chůzi z kopce a při nasazení batohu stoupá na 4,2 METs. V hypoxii jsou tyto hodnoty obdobné (5,1 METs, 3,7 METs, 4,2 METs). V rámci daných typů chůze se tedy testované osoby pohybovaly v pásmu střední intenzity zátěže. Odhad intenzity zátěže dle SF, resp. vztahu mezi % maximální tepové rezervy a %  $VO_2max$ , ukazuje na střední a nižší intenzitu (v normoxii průměrně  $47,1 \pm 8,0$  %  $VO_2max$  při chůzi po rovině,  $43,1 \pm 6,3$  %  $VO_2max$  při chůzi z kopce,  $49,0 \pm 7,8$  %  $VO_2max$  při chůzi z kopce a s batohem; odpovídající hodnoty v hypoxii jsou o několik procent vyšší:  $51,0 \pm 6,9$  %  $VO_2max$ ,  $44,1 \pm 6,9$  %  $VO_2max$  a  $51,1 \pm 8,2$  %  $VO_2max$ ).

## 5.2 Komparace fyziologických změn při sledovaných typech zátěže v normoxii

Tabulky 6, 7, 8 a 9 ukazují změny vybraných fyziologických parametrů při chůzi po rovině bez batohu, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez batohu a při chůzi s negativním sklonem 15 % s batohem v podmínkách normoxie. Lze si všimnout, že při porovnání chůze po rovině a chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu signifikantně klesá SF o 4,7 %, VO<sub>2</sub> dokonce o 28,7 %, VE o 18,3 % a RQ zůstává nezměněný. Komparace chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu a s batohem naopak znamená signifikantní nárůst SF o 7,1 %, VO<sub>2</sub> o 17,2 %, VE o 12,5 % a RQ opět bez významné změny. Porovnání chůze po rovině a chůze s negativním sklonem 15 % s batohem znamenal signifikantní nárůst SF o 2,1 %, ale naopak pokles VO<sub>2</sub> o 16,4 % a pokles i VE o 8 %. RQ je opět bez signifikantních změn.

### Tabulka 6

*Komparace SF (tepy/min) při sledovaných typech zátěže v normoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
SF1	122,36	12,59	3,32	0,006*
SF2	116,71	10,42		
SF2	116,71	10,42	5,70	< 0,001*
SF3	125,00	12,34		
SF1	122,36	12,59	2,54	0,024*
SF3	125,00	12,34		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, SF – srdeční frekvence, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

### Tabulka 7

Komparace  $VO_2$  (ml/kg/min) při sledovaných typech zátěže v normoxii u souboru žen ( $n = 14$ )

	M	SD	t	p
$VO_2$ 1	17,13	1,30	21,83	< 0,001*
$VO_2$ 2	12,19	1,35		
$VO_2$ 2	12,19	1,35	9,28	< 0,001*
$VO_2$ 3	14,34	1,67		
$VO_2$ 1	17,13	1,30	9,03	< 0,001*
$VO_2$ 3	14,34	1,67		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti,  $VO_2$  – spotřeba kyslíku, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

### Tabulka 8

Komparace VE (l/min) při sledovaných typech zátěže v normoxii u souboru žen ( $n = 14$ )

	M	SD	t	P
VE 1	31,21	5,39	6,41	< 0,001*
VE 2	25,50	3,06		
VE 2	25,50	3,06	3,03	0,009*
VE 3	28,71	5,65		
VE 1	31,21	5,39	2,82	0,014*
VE 3	28,71	5,65		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, VE – ventilace, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

### Tabulka 9

*Komparace RQ při sledovaných typech zátěže v normoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
RQ 1	0,86	0,07	1,74	0,106
RQ 2	0,89	0,06		
RQ 2	0,89	0,06	1,42	0,179
RQ 3	0,87	0,07		
RQ 1	0,86	0,07	1,25	0,222
RQ 3	0,87	0,07		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, RQ – respirační kvocient, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .



### 5.3 Komparace fyziologických změn při sledovaných typech zátěže v hypoxii

Tabulky 10, 11, 12 a 13 ukazují změny vybraných fyziologických parametrů při chůzi po rovině bez batohu, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez batohu a při chůzi s negativním sklonem 15 % s batohem v podmínkách hypoxie. Při porovnání chůze po rovině a chůze s negativním sklonem bez batohu v hypoxii si můžeme všimnout signifikantních změn. SF klesá o 7,7 %, VO<sub>2</sub> klesá o 27,9 %, VE o 22,3 % a RQ je neměnný. Komparace chůze s negativním sklonem bez batohu a s batohem znamená naopak signifikantní nárůst SF o 8,4 %, VO<sub>2</sub> o 13,3 % a VE se zvýšila o 9,5 %, RQ je beze změny. Při porovnání chůze po rovině a chůze s negativním sklonem s batohem zůstává SF bez signifikantních změn. VO<sub>2</sub> klesá o 18,3 %, VE klesá o 14,8 % a RQ opět zůstává bez významných změn.

**Tabulka 10**

*Komparace SF (tepy/min) při sledovaných typech zátěže v hypoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
SF 1	128,07	9,71	8,16	< 0,001*
SF 2	118,21	9,39		
SF 2	118,21	9,39	11,40	< 0,001*
SF 3	128,21	11,12		
SF 1	128,07	9,71	0,11	0,913
SF 3	128,21	11,12		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, SF – srdeční frekvence, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

### Tabulka 11

Komparace VO<sub>2</sub> (ml/kg/min) při sledovaných typech zátěže v hypoxii u souboru žen (n = 14)

	M	SD	t	p
VO <sub>2</sub> 1	17,46	1,37	20,69	< 0,001*
VO <sub>2</sub> 2	12,59	1,31		
VO <sub>2</sub> 2	12,59	1,31	8,65	< 0,001*
VO <sub>2</sub> 3	14,26	1,38		
VO <sub>2</sub> 1	17,46	1,37	13,06	< 0,001*
VO <sub>2</sub> 3	14,26	1,38		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, VO<sub>2</sub> – spotřeba kyslíku, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.

### Tabulka 12

Komparace VE (l/min) při sledovaných typech zátěže v hypoxii u souboru žen (n = 14)

	M	SD	t	p
VE 1	34,71	5,00	12,029	< 0,001*
VE 2	27,00	3,11		
VE 2	27,00	3,11	5,39	< 0,001*
VE 3	29,57	4,26		
VE 1	34,71	5,00	10,49	< 0,001*
VE 3	29,57	4,26		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, VE – ventilace, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.

**Tabulka 13***Komparace RQ při sledovaných typech zátěže v hypoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
RQ 1	0,87	0,08	0,91	0,379
RQ 2	0,86	0,07		
RQ 2	0,86	0,07	0,00	1,000
RQ 3	0,86	0,07		
RQ 1	0,87	0,08	0,92	0,376
RQ 3	0,86	0,07		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, RQ – respirační kvocient, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

## 5.4 Komparace fyziologických změn při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie

Tabulky 14, 15, 16 a 17 ukazují srovnání fyziologických změn v podmínkách normoxie a hypoxie při chůzi po rovině bez batohu, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez batohu a při chůzi s negativním sklonem 15 % s batohem. Porovnání chůze po rovině v normoxii a hypoxii znamenal signifikantní nárůst SF o 4,7 %,  $VO_2$  se významně nezměnila, VE se zvýšila o 11,2 % a RQ byl bez významných změn. Při komparaci chůze s negativním sklonem bez batohu nedocházelo k významným změnám SF ani  $VO_2$ , ale VE se zvýšila o 5,9 % a RQ je opět bez významných změn. Porovnání chůze s negativním sklonem s batohem v normoxii a hypoxii neznamenal výrazné změny sledovaných parametrů.

**Tabulka 14**

*Komparace SF (tepy/min) při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
NSF 1	122,36	12,59	2,33	0,036*
HSF 1	128,07	9,71		
NSF 2	116,71	10,42	0,71	0,492
HSF 2	118,21	9,39		
NSF 3	125,00	12,34	1,23	0,240
HSF 3	128,21	11,12		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, N – normoxie, H – hypoxie, SF – srdeční frekvence, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

**Tabulka 15**

*Komparace VO<sub>2</sub> (ml/kg/min) při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
NVO <sub>2</sub> 1	17,13	1,30	0,85	0,409
HVO <sub>2</sub> 1	17,46	1,37		
NVO <sub>2</sub> 2	12,19	1,35	1,94	0,074
HVO <sub>2</sub> 2	12,59	1,31		
NVO <sub>2</sub> 3	14,34	1,67	0,28	0,787
HVO <sub>2</sub> 3	14,26	1,38		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, N – normoxie, H – hypoxie, VO<sub>2</sub> – spotřeba kyslíku, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.

**Tabulka 16**

*Komparace VE (l/min) při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
NVE 1	31,21	5,39	5,51	< 0,001*
HVE 1	34,71	5,00		
NVE 2	25,50	3,06	2,58	0,023*
HVE 2	27,00	3,11		
NVE 3	28,71	5,65	0,79	0,445
HVE 3	29,57	4,26		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, N – normoxie, H – hypoxie, VE – ventilace, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.

### Tabulka 17

Komparace RQ při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie u souboru žen (n = 14)

	M	SD	t	p
NRQ 1	0,86	0,07	0,63	0,539
HRQ 1	0,87	0,08		
NRQ 2	0,89	0,06	1,29	0,218
HRQ 2	0,86	0,07		
NRQ 3	0,87	0,07	0,48	0,636
HRQ 3	0,86	0,07		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, N – normoxie, H – hypoxie, RQ – respirační kvocient, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

## 5.5 Komparace saturace při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie

Tabulka 18 ukazuje srovnání saturace během 15minutové chůze rozdělené do tří 5minutových částí v normoxii a jak můžeme vidět, během testu v normoxii nedocházelo k významným změnám saturace. V tabulce 19 nalezneme srovnání saturace v podmínkách hypoxie a můžeme z ní vyčíst, že saturace při chůzi s negativním sklonem 15 % je signifikantně vyšší cca o 2 % než při chůzi po rovině. Jinak je saturace bez významných změn. V tabulce 20 nalezneme porovnání saturace v podmínkách normoxie a hypoxie. Během chůze po rovině to znamenalo signifikantní pokles o 9,4 %, při chůzi s negativním sklonem bez batohu klesla saturace o 7,6 % a při chůzi s batohem klesla saturace o 8,8 %.

**Tabulka 18**

*Komparace SpO<sub>2</sub> (%) při sledovaných typech zátěže v normoxii u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	t	p
SpO <sub>2</sub> 1	98,21	0,89	0,49	0,635
SpO <sub>2</sub> 2	98,36	0,50		
SpO <sub>2</sub> 2	98,36	0,50	1,38	0,189
SpO <sub>2</sub> 3	98,14	0,53		
SpO <sub>2</sub> 1	98,21	0,89	0,29	0,775
SpO <sub>2</sub> 3	98,14	0,53		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, SpO<sub>2</sub> – saturace, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.

### Tabulka 19

Komparace SpO<sub>2</sub> (%) při sledovaných typech zátěže v hypoxii u souboru žen (n = 14)

	M	SD	t	p
SpO <sub>2</sub> 1	88,93	3,38	2,59	0,022*
SpO <sub>2</sub> 2	90,86	2,14		
SpO <sub>2</sub> 2	90,86	2,14	1,98	0,069
SpO <sub>2</sub> 3	89,50	2,93		
SpO <sub>2</sub> 1	88,93	3,38	0,72	0,486
SpO <sub>2</sub> 3	89,50	2,93		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, SpO<sub>2</sub> – saturace, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.

### Tabulka 20

Komparace SpO<sub>2</sub> (%) při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie u souboru žen (n = 14)

	M	SD	t	p
NSpO <sub>2</sub> 1	98,21	0,89	9,64	< 0,001*
HSpO <sub>2</sub> 1	88,93	3,38		
NSpO <sub>2</sub> 2	98,36	0,50	12,70	< 0,001*
HSpO <sub>2</sub> 2	90,86	2,14		
NSpO <sub>2</sub> 3	98,14	0,53	11,71	< 0,001*
HSpO <sub>2</sub> 3	89,50	2,93		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, N – normoxie, H – hypoxie, SpO<sub>2</sub> – saturace, 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině p < 0,05.



## 5.6 Komparace subjektivně vnímaného úsilí při sledovaných typech zátěže

Hodnoty Borgovy škály se řadí mezi neparametrické, proto nebyl využit párový t-test, ale Wilcoxonův párový test. V normoxii i hypoxii nedocházelo k subjektivnímu rozdílu vnímání zátěže mezi chůzí po rovině a chůzí s negativním sklonem 15 %. Chůze s negativním sklonem 15 % s batohem byla vnímána signifikantně náročněji oproti chůzi po rovině i oproti chůzi s negativním sklonem 15 % bez batohu. Při porovnání stejných podmínek v normoxii a hypoxii nebyly zjištěny rozdíly v subjektivním vnímání zátěže.

### Tabulka 21

*Komparace subjektivně vnímaného úsilí při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	Me	IQR	Z	p
Borg 1	0,57	0,85	0,00	1,00	0,73	0,463
Borg 2	0,71	0,91	0,00	2,00		
Borg 2	0,71	0,91	0,00	2,00	3,06	0,002*
Borg 3	2,21	1,58	2,00	3,00		
Borg 1	0,57	0,85	0,00	1,00	2,93	0,003*
Borg 3	2,21	1,58	2,00	3,00		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me - medián, IQR – interkvartilové rozpětí, Z – Wilcoxonův test, p – hladina statistické významnosti, Borg – Borgova škála (subjektivně vnímané úsilí), 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

### Tabulka 22

*Komparace subjektivně vnímaného úsilí při sledovaných typech zátěže v podmínkách hypoxie u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	Me	IQR	Z	p
Borg 1	0,86	0,95	1,00	1,00	0,52	0,600
Borg 2	0,71	1,14	0,00	1,00		
Borg 2	0,71	1,14	0,00	1,00	2,67	0,008*
Borg 3	2,14	1,56	2,00	3,00		
Borg 1	0,86	0,95	1,00	1,00	3,06	0,002*
Borg 3	2,14	1,56	2,00	3,00		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me - medián, IQR – interkvartilové rozpětí, Z – Wilcoxonův test, p – hladina statistické významnosti, Borg – Borgova škála (subjektivně vnímané úsilí), 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

### Tabulka 23

*Komparace subjektivně vnímaného úsilí při sledovaných typech zátěže v podmínkách normoxie a hypoxie u souboru žen (n = 14)*

	M	SD	Me	IQR	Z	p
Nborg 1	0,57	0,85	0,00	1,00	1,60	0,109
Hborg 1	0,86	0,95	1,00	1,00		
Nborg 2	0,71	0,91	0,00	2,00	0,37	0,715
Hborg 2	0,71	1,14	0,00	1,00		
Nborg 3	2,21	1,58	2,00	3,00	0,34	0,735
Hborg 3	2,14	1,56	2,00	3,00		

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me - medián, IQR – interkvartilové rozpětí, Z – Wilcoxonův test, p – hladina statistické významnosti, N – normoxie, H – hypoxie, Borg – Borgova škála (subjektivně vnímané úsilí), 1 – chůze po rovině bez batohu, 2 – chůze s negativním sklonem 15 % bez batohu, 3 – chůze s negativním sklonem 15 % s batohem, \* - statisticky významný rozdíl na hladině  $p < 0,05$ .

## 6 DISKUSE

Záměrem práce bylo porovnání fyziologických změn vybraných fyziologických parametrů při chůzi po rovině, při chůzi s negativním sklonem 15 % bez batohu a při chůzi s negativním sklonem 15 % s batohem v podmínkách normoxie a hypoxie a souboru zdravých žen. Úroveň hypoxie v této studii odpovídala nadmořské výšce cca 2700 m ( $FiO_2 \sim 15\%$ ). Zátěž představoval batoh nesený na zádech o hmotnosti 15 % tělesné hmotnosti probandky. Měření probíhalo dvakrát. Jednou během normoxie a podruhé během hypoxie. Dosažené výsledky jsou popsány v kapitole 5.

Komparace výsledků při chůzi po rovině a chůzi s negativním sklonem bez batohu v normoxii ukázala snížení SF o 4,7 %,  $VO_2$  dokonce o 28,7 %, VE o 18,3 % a RQ zůstal neměnný. Chůze s batohem v porovnání s chůzí s negativním sklonem bez batohu znamenalo výrazný nárůst SF a to o 7,1 %, kdy přidaná zátěž byla průměrně 10,04 kg. Nárůst SF při přidání zátěže potvrzuje i Chatterjee et al. (2017), kteří zkoumali dvanáct vojáků při desetiminutové chůzi rychlostí 2,5 km/h a 3,5 km/h s nesenou zátěží 10,07 kg, 21,4 kg a 30 kg v nadmořských výškách 3505 m a 4300 m.  $VO_2$  vzrostla o 17,2 % a zvýšení potvrzuje studie Lidstone et al. (2017), kteří zkoumali osm fyzicky aktivních žen v průměrném věku  $21 \pm 2$  roky při šedesátiminutové chůzi rychlostí 5,4 km/h a s nesenou zátěží 55 % tělesné hmotnosti. Lidstone et al. (2017) dále tvrdí, že nesení břemene má za následek kardiovaskulární drift, zvýšenou srdeční frekvenci a zvýšenou intenzitu vnímané námahy v porovnání s nezátěženou chůzí. Faghy et al. (2016) se zabývali obdobnou studií a prokázali lineární vztah mezi prací dýchacích svalů a zátěží batohu při krátké pětiminutové chůzi. Zajímavým výsledkem v naší studii bylo porovnání chůze po rovině a chůze s negativním sklonem s batohem, kdy SF vzrostla o cca 2,1 %, ale  $VO_2$  i VE klesla. Tento nárůst může být způsoben únavou, kdy chůze s negativním sklonem s batohem byla zkoumána v posledních pěti minutách, tudíž výsledek mohl být ovlivněn předchozím desetiminutovým zatížením, SF je totiž nejcitlivějším ukazatelem tělesného zatížení.

Při porovnání chůze se zátěží, ale v podmínkách hypoxie, jsme dospěli k podobným výsledkům. Můžeme tedy tvrdit, že přidaná zátěž ovlivnila sledované parametry v podmínkách normoxie i v podmínkách hypoxie téměř stejnou měrou.

Při porovnání chůze po rovině v podmínkách normoxie a hypoxie došlo v hypoxii k nárůstu SF o 4,7 %. K nárůstu SF v hypoxii došlo i ve studii Hobbins et al. (2021), kteří zkoumali intervalovou chůzi v podmínkách normoxie a hypoxie ( $FiO_2 \sim 13\%$ ) u osob s nadváhou až obezitou. Ebine et al. (2018) tvrdí, že i mírná hypoxie může způsobit nárůst energetického výdeje a zvýšení ventilace. Signifikantní rozdíl jsme zaznamenali v minutové ventilaci (VE), která v hypoxii vzrostla asi o 11,2 %.

Vlivem hypoxie se signifikantně snížila saturace. Během chůze po rovině to znamenalo signifikantní pokles o 9,4 %, při chůzi s negativním sklonem bez batohu klesla saturace o 7,6 % a při chůzi s batohem klesla saturace o 8,8 %. Tento úkaz potvrzuje Gorini et al. (2024), kteří ve studii simulovali výšku 2500 m n. m. ( $FiO_2 \sim 15\%$ ).

Subjektivní vnímání zátěže bylo signifikantně vyšší při chůzi s negativním sklonem a s batohem na zádech. To samozřejmě můžeme přisouvat přidané zátěži, nikoliv tomu, zda se jednalo o normoxii či hypoxii, protože zde jsme rozdíl ve vnímání zátěže nezaznamenali. Toto tvrzení potvrzuje i Küpper et al. (2021), kdy ani v jejich studii nezaznamenali signifikantní rozdíl vnímané zátěže ve středních (3000 m) nebo vysokých (4560 m) nadmořských výškách u souboru horolezců ( $n = 16$ ). Průměrně bylo zatížení vnímáno jako mírné. To může být způsobeno jak délkou trvání zatížení, tak i relativně nízkou hmotností zátěže. Subjektivní vnímání zatížení je těžké hodnotit, protože jej může ovlivňovat spousta vlivů, jako například únava, psychika a celkový stav organismu. Velmi zajímavým výsledkem naší studie bylo, že chůze po rovině bez přidané zátěže byla v některých ukazatelích objektivně náročnější než chůze z kopce s batohem, ačkoli subjektivně byla chůze z kopce s batohem vnímaná jako náročnější. Dle mého názoru to může být způsobeno podmínkami zatížení. Chůze po rovině byla v prvních pěti minutách a chůze z kopce s batohem v posledních pěti minutách měření. Objektivně tedy tělo začalo reagovat na prvotní zatížení a poté postupně dosáhlo setrvalého stavu, subjektivně už probandky mohly být v posledních pěti minutách unavené. Subjektivní ukazatele mohou být také ovlivněny očekáváním a porovnáním s jinými situacemi. Pokud jedinec očekává, že chůze s batohem bude náročná, může být jeho subjektivní vnímání ovlivněno tímto očekáváním, i když objektivní ukazatele naznačují, že je to fyzicky méně náročné než chůze po rovině.

Limitem studie je délka zatížení, kdy 3 pětiminutové úseky nejsou dostatečně dlouhé na zkoumání například svalové bolesti a při delším zatížení by určitě byly i větší fyziologické odezvy. Dále by bylo vhodné každý typ zátěže měřit zvlášť, aby únava z předešlé zátěže neovlivnila výsledky části následující.

## 7 ZÁVĚRY

- Vlivem hypoxie došlo k signifikantnímu nárůstu SF (o 4,7 %) pouze při chůzi po rovině, jinak byla SF bez významných změn.
- Přidaná zátěž neměla jiný vliv v hypoxii než v normoxii.
- Nesená zátěž způsobila výraznější odezvu fyziologických parametrů než hypoxie.
- V subjektivním vnímání zátěže nebyly zaznamenány rozdíly mezi normoxií a hypoxií.
- Subjektivní vnímání zátěže vzrostlo při přidání batohu, ačkoli objektivně byla chůze po rovině náročnější nežli chůze z kopce s batohem.
- Při porovnání chůze po rovině a s negativním sklonem bez batohu signifikantně klesá fyziologická odezva jak v normoxii (SF o 4,7 %,  $VO_2$  o 28,7 %, VE o 18,3 %), tak i v hypoxii (SF o 7,7 %,  $VO_2$  o 27,9 %, VE o 22,3 %).
- Při porovnání chůze po rovině a s negativním sklonem s batohem znamenal v normoxii signifikantní nárůst SF o 2,1 %, ale naopak pokles  $VO_2$  o 16,4 % a pokles i VE o 8 % a v hypoxii zůstává SF bez signifikantních změn,  $VO_2$  klesá o 18,3 %, VE klesá o 14,8 %.
- Při porovnání chůze s negativním sklonem bez batohu a s batohem v normoxii signifikantně narůstá fyziologická odezva (SF o 7,1 %,  $VO_2$  o 17,2 %, VE o 12,5 %), v hypoxii také došlo k nárůstu SF o 8,4 %,  $VO_2$  o 13,3 % a VE se zvýšila o 9,5 %.

## 8 SOUHRN

Hlavním cílem této studie bylo hodnocení změn vybraných fyziologických parametrů při chůzi s negativním sklonem bez nesené zátěže a s nesenou zátěží v normoxii a normobarické hypoxii. Zabývali jsme se vybranými kardiovaskulárními a ventilačními parametry. Data jsme získali během dvou měření, kdy první měření bylo prováděno v normoxii a druhé v normobarické hypoxii.

Měření probíhala v laboratoři zátěžové fyziologie na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Výzkumný soubor byl původně složen z patnácti žen, avšak z časových důvodů dokončilo měření v plném rozsahu pouze čtrnáct žen. Jednalo se o ženy v průměrném věku  $22,36 \pm 2$  roky, s tělesnou výškou  $170,07 \pm 7,59$  cm a hmotností  $65,93 \pm 10,16$  kg. Vytvoření hypoxických podmínek odpovídajících 2700 m ( $FiO_2 \sim 15\%$ ) nad mořem zajišťovala hypoxická komora vybavená generátorem pro produkci hypoxického vzduchu HR-1470 (Hypoxie Group, Praha, Česká republika). Nesená zátěž byla stanovena na 15 % tělesné hmotnosti probandky. Průměrná hmotnost nesené zátěže byla  $10,04 \pm 1,47$  kg. V hypoxické komoře je umístěno běhátko Technogym (Cesena, Itálie), model Runrace HC 1200 na kterém probíhal sběr dat.

Výsledky studie ukázaly, že v simulované nadmořské výšce 2700 m stoupá při chůzi po rovině SF o 4,7 %, VE o 11,2 %, ale  $VO_2$  a RQ zůstává bez významných změn. Při komparaci chůze s negativním sklonem bez batohu došlo ke změně pouze u VE, která se zvýšila o 5,9 %. A při chůzi z kopce s batohem jsme nezaznamenali žádné změny mezi normoxií a hypoxií. Nesená zátěž způsobila výraznější odezvy než hypoxie. V normoxii vlivem nesené zátěže v porovnání s chůzí z kopce bez nesené zátěže vzrostla SF o 7,1 %,  $VO_2$  o 17,2 % a VE o 12,5 % a v hypoxii vzrostla SF o 8,4 %,  $VO_2$  o 13,3 % a VE o 9,5 %. Naopak porovnání chůze po rovině a chůze z kopce s batohem znamenalo v normoxii nárůst SF o 2,1 %, ale pokles  $VO_2$  o 16,4 % a pokles VE o 8 % a v hypoxii byla SF bez signifikantních změn a  $VO_2$  klesla o 18,3 % a VE o 14,8 %. Hypoxie však měla výrazný vliv na  $SpO_2$ , která klesla během chůze po rovině o 9,4 %, při chůzi s negativním sklonem bez batohu klesla  $SpO_2$  o 7,6 % a při chůzi s batohem klesla  $SpO_2$  o 8,8 %.

Po negativním sklonu bez přidané zátěže signifikantně klesá fyziologická odezva jak v normoxii, tak i hypoxii. V normoxii klesla SF o 4,7 %,  $VO_2$  o 28,7 % a VE o 18,3 %. V hypoxii šlo o pokles SF o 7,7 %,  $VO_2$  o 27,9 %, VE o 22,3 %. RQ zůstává v normoxii i hypoxii bez významných změn.

Subjektivní vnímání zátěže vzrostlo při přidání zátěže v porovnání s chůzí z kopce i s chůzí po rovině. Avšak co se týče objektivních ukazatelů, chůze po rovině byla v některých ukazatelích náročnější než chůze z kopce s batohem.

## 9 SUMMARY

The main aim of this study was to assess changes in selected physiological parameters during walking with a negative slope without carrying any load and while carrying a load in normoxia and normobaric hypoxia. We focused on selected cardiovascular and ventilatory parameters. Data were obtained during two measurements, with the first measurement conducted in normoxia and the second in normobaric hypoxia.

The measurements took place in the Laboratory of Exercise Physiology at the Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc. The initial research group consisted of fifteen women, but due to time constraints, complete measurements were only conducted with fourteen women. The participants had an average age of  $22.36 \pm 2$  years, a height of  $170.07 \pm 7.59$  cm, and a weight of  $65.93 \pm 10.16$  kg. Hypoxic conditions equivalent to 2700 m ( $F_{iO_2} \sim 15\%$ ) above sea level were created using a hypoxic chamber equipped with a hypoxic air generator HR-1470 (Hypoxie Group, Prague, Czech Republic). The load carried was set at 15% of the proband's body weight. The average weight of the carried load was  $10.04 \pm 1.47$  kg. A treadmill Technogym (Cesena, Italy), model Runrace HC 1200 was placed inside the hypoxic chamber for data collection.

The results of the study showed that at a simulated altitude of 2700 m, walking on flat ground led to a 4.7% increase in HR and an 11.2% increase in VE, while  $VO_2$  and RQ remained unchanged. When comparing walking with a negative incline without a backpack, only VE showed a change, increasing by 5.9%. Additionally, when walking downhill with a backpack, no significant differences were observed between normoxia and hypoxia. Carrying the load resulted in more pronounced responses than hypoxia. In normoxia, the influence of carrying the load compared to walking downhill without a load led to an increase in HR by 7.1%,  $VO_2$  by 17.2%, and VE by 12.5%, while in hypoxia, HR increased by 8.4%,  $VO_2$  by 13.3%, and VE by 9.5%. Conversely, comparing walking on flat ground and walking downhill with a backpack resulted in a 2.1% increase in HR but a decrease in  $VO_2$  by 16.4% and VE by 8% in normoxia. In hypoxia, HR showed no significant changes,  $VO_2$  decreased by 18.3%, and VE decreased by 14.8%. However, hypoxia had a significant impact on  $SpO_2$ , which decreased by 9.4% during walking on flat ground, by 7.6% during walking with a negative incline without a backpack, and by 8.8% during walking with a backpack.

After descending on a negative slope without added load, the physiological response significantly decreases both in normoxia and hypoxia. In normoxia, there was a decrease of 4.7% in HR, 28.7% in  $VO_2$ , and 18.3% in VE. In hypoxia, there was a decrease of 7.7% in HR, 27.9% in  $VO_2$ , and 22.3% in VE. RQ remained without significant changes in both normoxia and hypoxia.

Subjective perception of load increased when adding weight compared to downhill walking as well as walking on flat ground. However, in terms of objective indicators, walking on flat ground was more demanding in some metrics than walking downhill with a backpack.



## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Herrmann, S. D., Meckes, N., Bassett, D. R., Tudor-Locke, C., Greer, J. L., Vezina, J., Whitt-Glover, M. C., & Leon, A. S. (2011). Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(8), 1575-1581. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821ece12>
- Arcidiacono, D. M., Lavoie, E. M., Potter, A. W., Vangala, S. V., Holden, L. D., Soucy, H. Y., Karis, A. J., Friedl, K. E., Santee, W.R., & Looney, D. P. (2023). Peak performance and cardiometabolic responses of modern US army soldiers during heavy, fatiguing vest-borne load carriage. *Applied Ergonomics*, 109. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2023.103985>
- Bartůňková, S., Heller, J., Kohlíková, E., Petr, M., Smitka, K., Šteffl, M., & Vránová, J. (2013). *Fyziologie pohybové zátěže*. Praha: Univerzita Karlova.
- Beňačka, J. (2013). *Pohybový aparát a zdraví. Vybrané kapitoly ze sportovní medicíny*. Brno: Paido.
- Beránková, L., Grmela, R., Kopřivová, J., & Sebera, M. (2012). *Oslabení kardiovaskulárního systému*. <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/ztv/pages/07-kardiovas-text.html>
- Berger, M. M., Hüsing, A., Niessen, N., Schiefer, L. M., Schneider, M., Bärtsch, P., & Jöckel, K.-H. (2023). Prevalence and knowledge about acute mountain sickness in the Western Alps. *PLoS One*, 18(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0291060>
- Bernaciková, M. (2012). *Fyziologie*. Brno: Masarykova univerzita.
- Botek, M., Neuls, F., Klimešová, I., & Vyhnánek, J. (2017). *Fyziologie pro tělovýchovné obory: vybrané kapitoly (1. díl)*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Burtscher, J., Raberin, A., Brocherie, F., Malatesta, D., Manferdelli, G., Citherlet, T., Krumm, B., Bourdillon, N., Antero, J., Rasica, L., Burtscher, M., & Millet, G. P. (2023). Recommendations for women in mountain sports and hypoxia training/conditioning. *Sports Medicine*, 1–17. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01970-6>
- Caso, D., Capasso, M., Oliano, D., Carfora, V., & Conner, M. (2021). Using messages targeting psychological versus physical health benefits to promote walking behaviour: a randomised controlled trial. *Applied Psychology: Health and Well-Being*, 13(1), 152-173. <https://doi.org/10.1111/aphw.12224>
- Cortigiani, L., Vecchi, A., Bovenzi, F., & Picano, E. (2022). Reduced coronary flow velocity reserve and blunted heart rate reserve identify a higher risk group in patients with chest pain and negative emergency department evaluation. *Internal and Emergency Medicine*, 17(7), 2103-2111. doi:<https://doi.org/10.1007/s11739-022-03018-5>
- Čihák, R. (2013). *Anatomie 2: Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- Danchin, N., & Cuzin, E. (2006). *Srdeční infarkt*. Praha: Portál.

- de Lima, L. C. R., de Oliveira, T. P., de Oliveira, F. B. D., dos Santos, F. F. A., de Oliveira Assumpção, C., Coelho Greco, C., & Denadai, B. S. (2015). Effects of downhill walking training on aerobic and neuromuscular fitness of young adults. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 17(5), 539–549. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2015v17n5p539>
- de Oliveira, T. P., de Lima, L. C. R., Dias de Oliveira, F. B., Denadai, B. S., & Coelho Greco, C. (2018). Effect of downhill walking training on neuromuscular variables. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 20(3), 332–341. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2018v20n3p332>
- Dellavechia de Carvalho, C., Marcolino Putti, G., Figueiredo Foresti, Y., Alves Ribeiro, F., Causin Andreossi, J., Ferraz de Campos, G., & Papoti, M. (2023). Recovery in normobaric hypoxia as an additional stimulus for high-intensity intermittent training. *Science et Sports*, 38(2), 189–196. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2021.12.007>
- Dovalil, J. et al. (2012). *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia.
- Dylevský, I. (1998). *Anatomie a fyziologie člověka*. Olomouc: Epava.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Ebine, N., Aoki, T., Itoh, M., & Fukuoka, Y. (2018). Differential kinetics of the cardiac, ventilatory, and gas exchange variables during walking under moderate hypoxia. *PLoS ONE*, 13(7), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200186>
- Faghy, M., Blacker, S., & Brown, P. I. (2016). Effects of load mass carried in a backpack upon respiratory muscle fatigue. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 1032-1038. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1202326>
- Fayazi, B., Tadibi, V., & Ranjbar, K. (2023). The role of hypoxia related hormones responses in acute mountain sickness susceptibility individuals unaccustomed to high altitude. *PLoS One*, 18(10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0292173>
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: MacKeith Press.
- Gao, C., Ciren, J., Wang, D., Zhang, Z., Ge, R., & Yan, L. (2023). Assessment of psychological and social fitness in healthy adults permanently living at very high altitude. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(3). <https://doi.org/10.3390/ijerph20032013>
- Getu, A. (2022). Ethiopian native highlander's adaptation to chronic high-altitude hypoxia. *BioMed Research International*, 2022, 5749382. <https://doi.org/10.1155/2022/5749382>
- Gorini Pereira, F., Greenfield, A. M., Kuennen, M., & Gillum, T. L. (2024). Exercise induced plasma volume expansion lowers cardiovascular strain during 15-km cycling time-trial in acute normobaric hypoxia. *PLoS ONE*, 18(2), 1–14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0297553>

- Guan, R., Chen, R., Yang, C., Zhang, J., Wang, J., & Su, P. (2022). Dehydroepiandrosterone alleviates hypoxia-induced learning and memory dysfunction by maintaining synaptic homeostasis. *CNS Neuroscience and Therapeutics*, 28(9), 1339-1350. <https://doi.org/10.1111/cns.13869>
- Guo, H., Wang, Q., Li, T., Chen, J., Zhang, C., Xu, Y., Chang, Q., Li, H., Sun, W., Han R., Wang, C., & Wang, C. (2023). Potential plasma biomarkers at low altitude for prediction of acute mountain sickness. *Frontiers in Immunology*. <https://doi.org/10.3389/fimmu.2023.1237465>
- Guo, L., Sun, J., He, Z., Shi, Q., & Ma, S. (2023). Understanding acute respiratory distress syndrome in high-altitude environments: a comprehensive review of diagnosis and treatment. *Medical Science monitor*, 29 e939935. <https://doi.org/10.12659/MSM.939935>
- Gúth, A. (2004). *Vyšetřovací metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth.
- Hamar, D., & Lipková, J. (2001). *Fyziológia telesných cvičení*. Bratislava: Univerzita Komenského.
- Hegrová, V. (2001). *Vliv obuvnických materiálů a konstrukce obuvi na zdravý vývoj dětských nohou*. Disertační práce, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Zlín.
- Hobbins, L., Hunter, S., Gaoua, N., & Girard, O. (2021). Short-term perceptually regulated interval-walk training in hypoxia and normoxia in overweight-to-obese adults. *Journal of Sports Science and Medicine*, 20(1), 45-51.
- Homolka, P. (2010). *Monitorování krevního tlaku v klinické praxi a biologické rytmy*. Praha: Grada.
- Chaloupka, V., & Elbl, L. (2003). *Zátěžové metody v kardiologii*. Praha: Grada.
- Chao, E. Y. S., & Cahalan, T. D. (1990). Kinematics and kinetics of normal gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 45-63). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., Pramanik, A., Pal, M., Majumdar, D., & Majumdar, D. (2017). Soldiers' load carriage performance in high mountains: A physiological study. *Military Medical Research*, 4(1). <https://doi.org/10.1186/s40779-017-0113-x>
- Chen, S., Su, H., Liu, X., Li, Q., Yao, Y., Cai, J., Gao, Y., Ma, Q., & Shi, Y. (2022). Effects of exercise training in hypoxia versus normoxia on fat-reducing in overweight and/or obese adults: A systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Frontiers in physiology*, 13, 940749. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.940749>
- Chroboczek, M., Kujach, S., Łuszczuk, M., Laskowski, R., Grzywacz, T., & Soya, H. (2022). Acute normobaric hypoxia lowers executive functions among young men despite increase of BDNF concentration. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(17). <https://doi.org/10.3390/ijerph191710802>
- Isnaini, L., Soegiyanto, Sugiharto, & Sulaiman. (2019). Effect of hyperbaric oxygen and vital capacity of lungs on maximum aerobic capacity and anaerobic endurance to basketball players. *International Journal of Pharmaceutical Research*, 11(3), 429–432.

- Izzo, R., Bertoni, M., Giovannelli, M., Hosseini Varde, I. C., & Cejudo, A. (2022). The global symmetry index, symmetry index, quality index and kinematics of the gait cycle with the synchronized contribution of the latest generation magnetic-inertial and electromyographic technology. Practical surveys and planning hypotheses for the revision of gesture. *Journal of Physical Education and Sport*, 22(5), 1258-1270. <https://doi.org/10.7752/jpes.2022.05158>
- Jiráček, Z., Bužga, M., Dobiáš, L., & Šimíček J. (2010). *Fyziologie pro bakalářské studium na LF OU*. Ostrava: Ostravská Univerzita.
- Juříkova, J., & Kyzlink, J. (2020). Benefits of nordic walking. *Discobolul - Physical Education, Sport & Kinetotherapy Journal*, 59, 484–495. <https://doi.org/10.35189/dpeskj.2020.59.s.1>
- Kadir, M. A., Kubacki, K., & Rundle-Thiele, S. (2019). Perceived benefits and barriers of walking among overweight and obese adults. *Health Marketing Quarterly*, 36(1), 54–70. <https://doi.org/10.1080/07359683.2019.1567004>
- Kalman, M., Hamřík, Z., & Pavelka, J. (2009). *Podpora pohybové aktivity pro odbornou veřejnost*. Olomouc: ORE-institut.
- Karvonen, M. J., Kentala, E., & Mustala, O. (1957). The effects of training on heart rate: A longitudinal study. *Annales Medicinae Experimentalis et Biologiae Fenniae*, 35(3), 307–315.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier Health Sciences.
- Kittnar, O. (2021). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Grada.
- Kopecký, M. et al. (2010). *Somatologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Künzler, M., Herger, S., De Pieri, E., Egloff, C., Mündermann, A., & Nüesch, C. (2023). Effect of load carriage on joint kinematics, vertical ground reaction force and muscle activity: Treadmill versus overground walking. *Gait & Posture*, 104, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.018>
- Küpper, T., Heussen, N., Morrison, A., Schöffl, V., Basnyat, B., Hillebrandt, D., Milledge, J., Steffgen, J., & Meier, B. (2021). Borg Scale at high altitude. *Health Promotion & Physical Activity*, 15(2), 1–8. <https://doi.org/10.5604/01.3001.0014.9500>
- Kushwaha, U., Supriya, G., Nair, B., Chattopadhyay, K., Nair, A., & Vishwakarma, S. (2022). A preliminary randomized, single-blinded, placebo-controlled clinical dose–response study to elucidate the effect of ongoing isometric contraction of muscles on the vital capacity of lungs on administering Blatta orientalis. *BLDE University Journal of Health Sciences*, 7(2), 306–311. [https://doi.org/10.4103/bjhs.bjhs\\_46\\_22](https://doi.org/10.4103/bjhs.bjhs_46_22)
- Langmeier, M. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada.
- Li, T., & Li, Q. (2023). A systematic review on load carriage assistive devices: Mechanism design and performance evaluation. *Mechanism and Machine Theory*, 180. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2022.105142>

- Lidstone, D. E., Stewart, J. A., Gurchiek, R., Needle, A. R., van Werkhoven, H., & McBride, J. M. (2017). Physiological and biomechanical responses to prolonged heavy load carriage during level treadmill walking in females. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(4), 248–255.
- Liu, M., Jiao, X., Li, R., Li, J., Wang, L., Wang, L., Wang, Y., Lv, C., Huang, D., Wei, R., Wang, L., Ji, X., & Guo, X. (2024). Effects of acetazolamide combined with remote ischemic preconditioning on risk of acute mountain sickness: a randomized clinical trial. *BMC Medicine*, 22(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s12916-023-03209-7>
- Liu, X., & Liu, J. (2024). Aerodynamic noise characteristics of a centrifugal fan in high-altitude environments. *PLoS One*, 19(1), e0296907. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0296907>
- Ma, Y., Hou, J., Huang, D., Zhang, Y., Liu, Z., & Tian, M. (2023). Expression of protein phosphatase 4 in different tissues under hypoxia. *Indian Journal of Pathology & Microbiology*, 66(3), 577–583. [https://doi.org/10.4103/ijpm.ijpm\\_1179\\_21](https://doi.org/10.4103/ijpm.ijpm_1179_21)
- Máček, M., & Radvanský, J. et al. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivit*. Praha: Galén.
- Maeo, S., Yamamoto, M., & Kanehisa, H. (2016). Downhill walking training with and without exercise-induced muscle damage similarly increase knee extensor strength. *Journal of Sports Sciences*, 34(21), 2018–2026–2026. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1149607>
- Maeo, S., Yamamoto, M., Kanehisa, H., & Nosaka, K. (2017). Prevention of downhill walking-induced muscle damage by non-damaging downhill walking. *PLoS One*, 12(3), e0173909. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173909>
- Machová, J. (2008). *Biologie člověka pro učitele*. Praha: Karolinum.
- Masè, M., Strapazzon, G., Micarelli, A., Viziano, A., & Alessandrini, M. (2023). Auditory function in humans at high altitude. A scoping review. *PLoS ONE*, 18(9 September). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0291919>
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (1991). *Exercise physiology. Energy, nutrition, and human performance* (3rd ed.). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Mooney, L. M., Rouse, E. J., & Herr, H. M. (2014). Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-80>
- Mourek, J. (2012). *Fyziologie*. Praha: Grada.
- Mourek, J. (2017). *Fyziologie - učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada.
- Naňka, O., & Elišková M. (2019). *Přehled anatomie*. Praha: Galén.
- Neumann, G., Pfützner, A., & Hottenrott, K. (2005). *Trénink pod kontrolou: metody, kontrola a vyhodnocení vytrvalostního tréninku. Fitness, síla, kondice*. Praha: Grada.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- Niederer, M., Tscherny, K., Burger, J., Wandl, B., Fuhrmann, V., Kienbacher, Schreiber, W., Herkner, H., Roth, D., & Egger, A. (2023). Influence of high altitude after a prior ascent on physical exhaustion during cardiopulmonary resuscitation: a randomised crossover alpine field experiment. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 31(1), 59. <https://doi.org/10.1186/s13049-023-01132-7>
- Novotná, V., Čechová, I., & Bunc, V. (2006). *Fit program pro ženy*. Praha: Grada.
- Paleček, F. (1999). *Patofyziologie dýchání*. Praha: Academia.
- Park, J.-H., Lee, J.-M., Jung, H. C., Jung, Y.-S., & Song, J.-K. (2022). Re-visiting maximal heart rate prediction using cross-validation in population aged 7–55 Years. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(14). <https://doi.org/10.3390/ijerph19148509>
- Pate, R. R., Pratt, M., Blair, S. N., Haskell, W. L., Macera, C. A., Bouchard, C., Buchner, D., Ettinger, W., Heath, G. W., King, A. C., Kriska, A., Leon, A. S., Marcus, B. H., Morris, J., Paffenbarger, R. S., Patrick, K., Pollock, M. L., Rippe, J. M., Sallis, J., & Wilmore J. H. (1995). Physical activity and public health: A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA The Journal of the American Medical Association*, 273(5), 402-407.
- Patel, T., Pranav, P. K., & Miso, S. (2022). Ergonomic intervention and optimization for maximum permissible loads to be carried in Sherpa mode based on physiological criteria. *Agricultural Engineering International: CIGR Journal*, 24(1), 175–187.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.
- Philippe M., Gatterer H., Eder E. M., Dzien A., Somavilla M., Melmer A., Ebenbichler, C., Müller, T., & Burtscher M. (2017). The effects of 3 weeks of uphill and downhill walking on blood lipids and glucose metabolism in pre-diabetic men: a pilot study. *Journal of Sports Science and Medicine*, 16(1), 35–43.
- Poudel, K. M., Poudel, T. R., Shah, N., Bhandari, S., Sharma, R., Timilsina, A., & Prakash, M. (2022). Ascent rate and the Lake Louise scoring system: An analysis of one year of emergency ward entries for high-altitude sickness at the Mustang district hospital, Nepal. *PLoS One*, 17(10), e0276901. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0276901>
- Rodríguez-Zamora, L., Benavente, C., Petrer, I., Padial, P., Timón, R., Arguelles, J., & Feriche, B. (2024). Hypoxia matters: comparison of external and internal training load markers during an 8-week resistance training program in normoxia, normobaric hypoxia and hypobaric hypoxia. *European Journal of Applied Physiology*, 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00421-024-05442-1>
- Rokyta, R. (2016). *Fyziologie. 3., přepracované vydání*. Praha: Galén.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Rychlíková, E. (2002). *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba*. Praha: Grada.

- Sarmah, N., Nauli, A. M., Ally, A., & Nauli, S. M. (2022). Interactions among endothelial nitric oxide synthase, cardiovascular system, and nociception during physiological and pathophysiological states. *Molecules*, 27(9). <https://doi.org/10.3390/molecules27092835>
- Shah, V. V., Curtze, C., Sowalsky, K., Arpan, I., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., El-Gohary, M., Horak, F. B., & McNames, J. (2022). Inertial sensor algorithm to estimate walk distance. *Sensors*, 22(3). <https://doi.org/10.3390/s22031077>
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka* (6th ed.). Praha: Grada.
- Soumar, L., Soulek, I., & Kučera, V. (2000). *Laktát a tepová frekvence jako významní pomocníci při řízení tréninku*. Praha: CASRI.
- Spoelder, M., Schoofs, M. C. A., Raaphorst, K., Lakerveld, J., Wagtendonk, A., Hartman, Y. A. W., van der Krabben, E., Hopman, M. T. E., & Thijssen, D. H. J. (2023). A positive neighborhood walkability is associated with a higher magnitude of leisure walking in adults upon COVID-19 restrictions: a longitudinal cohort study. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s12966-023-01512-3>
- Stejskal, P. (2004). *Proč a jak se zdravě hýbat*. Břeclav: Presstempus.
- Stejskal, P. (2014). *Patofyziologie tělesné zátěže*. Brno: Masarykova univerzita.
- Sturdy, J. T., Sessoms, P. H., & Silverman, A. K. (2021). A backpack load sharing model to evaluate lumbar and hip joint contact forces during shoulder borne and hip belt assisted load carriage. *Applied Ergonomics*, 90. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103277>
- Suchý, J. (2012). *Využití hypoxie a hyperoxie ve sportovním tréninku*. Praha: Karolinum.
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The development of nature walking*. London: Mac Keith Press
- Svoboda, Z., Janura, M., & Rosický, J. (2020). *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada
- Špinar, J., & Vítovec, J. (2007). *Jak dobře žít s nemocným srdcem*. Praha: Grada.
- Štefla, M. (2007). *Kardiologie*. Praha: Grada.
- Štilec, M. (2004). *Program aktivního stylu života pro seniory*. Praha: Portál.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement*. New York: Churchill Livingstone.
- Trojan, S. (1988). *Fyziologie: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Avicenum.
- Trojan, S. et al. (1999). *Lékařská fyziologie (3th ed.)*. Praha: Grada Publishing.
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie (4th ed.)*. Praha: Grada.
- Tudor-Locke, C., & Bassett, D. R. (2004). How many steps/day are enough? *Sports Medicine*, 34(1), 1–8. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434010-00001>.
- Tuka, V. (2018). *Preventivní kardiologie pro praxi*. Praha: NOL.

- Tupý, J., Vlčáková, M., Ondrašík, I., Tupá, M., & Štiak, P. (2020). Vplyv hypoxie na vybrané laboratórne parametre erytrocytov a metabolizmu železa. *Zdravotnícke štúdie*, 12(2), 39–46.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait, (2nd ed)*. Cape Town: Kiboho Publishers.
- VelocityEHS. (2023). Using the Borg CR-10 scale to measure perceived exertion in ergonomics. *EHS*. Retrieved from <https://www.ehs.com/2023/04/using-the-borg-cr-10-scale-to-measure-percieved-exertion-in-ergonomics/>
- Vokurka, M., Kofránek J., Maršálek P., Maruna P., Nečas E., & Šulc K. (2008). *Patofyziologie pro nelékařské směry*. Praha: Karolinum.
- Walker, E. M., Nelson, M., Drew, M. D., Krammer, S. M., & Brown, T. N. (2022). Tibial compression during sustained walking with body borne load. *Journal of Biomechanics*, 133, 110969. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110969>
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction (4th ed.)*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann
- Wiik, A. V., Aqil, A., Tankard, S., Amis, A. A., & Cobb, J. P. (2015). Downhill walking gait pattern discriminates between types of knee arthroplasty: improved physiological knee functionality in UKA versus TKA. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(6), 1748–1755. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3240-x>
- Williams, C. A., Benden, C., Stevens, D., & Radtke, T. (2010). Exercise training in children and adolescents with cystic fibrosis: theory into practice. *International Journal of Pediatrics*, 2010, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2010/670640>
- Xu, Y., & Fan, Q. (2022). Relationship between chronic hypoxia and seizure susceptibility. *CNS Neuroscience & Therapeutics*, 28(11), 1689–1705. <https://doi.org/10.1111/cns.13942>
- Yan, C., Tian, D., Zhang, C., Zhang, Q., & Sun, Y. (2023). Evaluation of blood cellular and biochemical parameters in rats under a chronic hypoxic environment at high altitude. *Annals of Medicine*, 55(1), 898–907. <https://doi.org/10.1080/07853890.2023.2184859>
- Zegarra-Rodríguez, C. A., Plasencia-Dueñas, N. R., & Failoc-Rojas, V. E. (2022). Disparities in the prevalence of screened depression at different altitudes in Peru: A retrospective analysis of the ENDES 2019. *PLoS One*, 17(12). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.027894>
- Zhang, G., Yang, G., Zhou, Y., Cao, Z., Yin, M., Ma, L., Fan, M., Zhao, Y.-Q., & Zhu, L. (2024). Intermittent hypoxia training effectively protects against cognitive decline caused by acute hypoxia exposure. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology: Official Journal of the German Physiological Society*, 476(2), 197–210. <https://doi.org/10.1007/s00424-023-02885-x>
- Živčák, J. (2004). *Biomechanika člověka: Kolenný klb*. Prešov: ManaCon.



# PŘÍLOHY

## Příloha 1. Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu): Komparace vybraných fyziologických parametrů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží v normoxii a hypoxii: pilotní studie u souboru žen**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studii:

Datum:

Datum:

## Příloha 2. Vyjádření Etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.  
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne **16. 12. 2022** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Mgr. Adam Jarmar**  
s názvem

**Hodnocení účinku molekulárního vodíku na průběh zotavení organismu po chůzi  
na běhátku s negativním sklonem v simulované nadmořské výšce**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **4 / 2023**  
dne: **3. 1. 2023**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za etickou komisí FTK UP  
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.  
člen komise

  
Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Miru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci  
třída Miru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009  
www.ftk.upol.cz