

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

ZMĚNY VYBRANÝCH FYZIOLOGICKÝCH PARAMETRŮ A PSYCHOMETRICKÝCH
UKAZATELŮ PŘI CHŮZI S NEGATIVNÍM SKLONEM A NESENOU ZÁTĚŽÍ

Diplomová práce

Autor: Bc. Karolína Jílková

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

Olomouc 2022

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Karolína Jílková

Název diplomové práce: Změny vybraných fyziologických parametrů a psychometrických ukazatelů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt: Chůze je nepostradatelnou možností pro pohyb z místa na místo a je charakteristická pro každého jedince. Má podstatný vliv na kvalitu života, protože vykazuje velké množství pozitivních dopadů na fyzickou zdatnost a zdraví člověka. Chůze je výhodná kvůli materiální, časové a prostorové nenáročnosti. Hlavním cílem této diplomové práce je hodnocení změn vybraných fyziologických parametrů a psychometrických ukazatelů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží u souboru zdravých žen. Měření se zúčastnilo 15 zdravých žen ve věku 20-34 let. Obě měření byla zaměřena na chůzi na běžeckém pásu při rychlosti 3, 5 a 7 km/h a sklonu pásu -15 %, přičemž jedenkrát se jednalo o chůzi bez nesené zátěže a podruhé o chůzi s nesenou zátěží. Chůze trvala 15 minut a rychlost byla zvyšována každých 5 minut. Nesená zátěž představovala 15 % tělesné hmotnosti. Batoh, který představoval nesenou zátěž, způsobil nárůst srdeční frekvence (SF) i spotřeby kyslíku (VO_2) kolem 13 %, u minutové ventilace (VE) se jednalo o nárůst až okolo 20 %. Signifikantní změny respiračního kvocientu (RQ) mezi chůzí bez nesené zátěže a s nesenou zátěží lze zaznamenat až při rychlosti 7 km/h. Hladina statistické významnosti u vizuální analogové škály (VAS) roste se stupňující se rychlostí chůze. Svalová bolest může narůstat nejen z důvodu rychlosti, ale také kvůli času. Subjektivní vnímání tělesné zátěže rostlo spolu s rychlostí chůze a také s nesenou zátěží. Daná tělesná zátěž byla subjektivně vnímána jako mírná, protože průměrná hodnota nepřesáhla 3 body. Odezva organismu při 3 km/h s nesenou zátěží se podobá chůzi rychlostí 5 km/h bez nesené zátěže. Průměrně při 7 km/h činila intenzita zatížení 43 %, zatímco se zátěží v průměru 55 %, přičemž maximální individuální hodnoty se blížily až téměř 70 %.

Klíčová slova: chůze, sklon, odezva organismu, nesená zátěž, zatížení s batohem

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Karolína Jílková

Title of the master thesis: Changes in selected physiological parameters and psychometric indicators during walking with a negative slope and carried load

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Filip Neuls, Ph.D.

The year of presentation: 2022

Abstract: Walking is an indispensable opportunity to move from place to place and is characteristic of each individual. It has a significant impact on the quality of life because it has a large number of positive effects on physical fitness and human health. Walking is advantageous due to material, time and space simplicity. The main goal of this diploma thesis is to evaluate changes in selected physiological parameters and psychometric indicators during walking with a negative slope and a carried load in a group of healthy women. The measurement involved 15 healthy women aged 20-34 years. Both measurements were focused on walking on a treadmill at a speed of 3, 5 and 7 km/h and a slope of -15 %, once it was walking without a carried load and the second time was walking with a carried load. The walk lasted 15 minutes and the speed was increased every 5 minutes. The carried load represented 15 % of the body weight. The backpack, which represented the carried load, caused an increase in heart rate (HR) and oxygen consumption (VO_2) of about 13 %, in minute ventilation (VE) it was an increase of up to about 20 %. Significant changes in respiratory quotient (RQ) between walking without a load and with a load can be recorded at speeds of up to 7 km/h. The level of statistical significance on the visual analogue scale (VAS) increases with increasing walking speed. Muscle pain can increase not only because of speed, but also because of time. Subjective perception of physical activity increased with walking speed and also with a carried load. The given physical load was subjectively perceived as moderate, because the average value did not exceed 3 points. The body's response at 3 km/h with a carried load is similar to walking at 5 km/h without a carried load. On average at 7 km/h the load intensity was 43 %, while with an average load of 55 %, the maximum individual values approached almost 70 %.

Keywords: walking, slope, organism response, load carriage, physical load with backpack

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

V Olomouci dne 23. 6. 2022

.....

Diplomová práce byla zpracována v rámci projektu IGA_FTK_2022 s názvem Hodnocení účinku molekulárního vodíku na průběh zotavení organismu po chůzi na běhátku s negativním sklonem (hlavní řešitel Mgr. Adam Jarmar).

Děkuji Mgr. Filipu Neulsovi, Ph.D., za pomoc, odborné vedení, cenné připomínky a trpělivost při vedení mé závěrečné práce.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Oběhový systém	10
2.1.1 Srdce a krevní oběh.....	10
2.1.2 Srdeční činnost.....	11
2.1.3 Kardiovaskulární systém a pohybová aktivita	12
2.2 Dýchací systém a dýchání	12
2.2.1 Plicní ventilace a distribuce	13
2.2.2 Regulace dýchání	13
2.2.3 Dýchací systém a pohybová aktivita.....	14
2.3. Chůze.....	14
2.3.1 Pozitivní aspekty chůze.....	15
2.3.2 Negativní aspekty chůze	16
2.4 Základní biomechanické předpoklady	16
2.5 Centrální mechanismy řízení.....	17
2.6 Chůzový cyklus	18
2.6.1 Počáteční kontakt (Initial contact)	20
2.6.2 Postupné zatěžování (Loading response)	20
2.6.3 Mezistoj (Mid-stance)	21
2.6.4 Konečný stoj (Terminal stance)	21
2.6.5 Předšvih (Pre-swing).....	22
2.6.6 Počáteční švih (Initial swing).....	22
2.6.7 Mezišvih (Mid-swing).....	23
2.6.8 Konečný švih (Terminal swing).....	23
2.7 Časově-prostorové parametry chůze	24
2.8 Kinematika kloubů dolních končetin při chůzi	25
2.8.1 Hlezenní kloub	25

2.8.2 Kolenní kloub.....	26
2.8.3 Kyčelní kloub.....	27
2.8.4 Pánevní.....	27
2.9 Chůze z kopce	28
2.10 Nesená zátěž.....	29
2.10.1 Vliv nesené zátěže na organismus.....	30
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	31
3.1 Dílčí cíle	31
3.2 Výzkumné otázky.....	31
4. METODIKA	32
4.1 Výzkumný soubor	32
4.2 Design studie a standardizace podmínek	33
4.3 Měřicí přístroje.....	34
4.4 Statistické zpracování dat.....	36
5. VÝSLEDKY	37
5.1 Srdeční frekvence.....	37
5.2 Minutová spotřeba kyslíku	38
5.3 Respirační kvocient.....	39
5.4 Ventilace	40
5.5 Vizuální analogová škála	41
5.6 Borgova škála.....	42
5.7 Intenzita zatížení	43
6. DISKUZE.....	44
7. ZÁVĚRY	46
8. SOUHRN.....	47
9. SUMMARY.....	48
10. REFERENČNÍ SEZNAM	49

SEZNAM VYBRANÝCH ZKRATEK

ANS	autonomní nervový systém
CPGs	centrální generátory vzorce pohybu
FEV1	jednosekundová vitální kapacita
MTR	maximální tepová rezerva
pCO ₂	parciální tlak oxidu uhličitého
pO ₂	parciální tlak kyslíku
RQ	respirační kvocient
SF	srdeční frekvence
SFklid	klidová srdeční frekvence
SFmax	maximální srdeční frekvence
VAS	vizuální analogová škála
VE	ventilace
VLC	vitální kapacita plic
VO ₂	spotřeba kyslíku
VO ₂ max	maximální spotřeba kyslíku

1 ÚVOD

Chůze, která je charakteristická pro každého jedince (Gúth, 2004), je základní lokomoční stereotyp osoby (Véle, 2006). Je nepostradatelnou možností pro pohyb z místa na místo (Neumannová et al., 2015) a pro překonávání vzdáleností (Sovová et al., 2008). Chůze má podstatný vliv na kvalitu života (Véle, 2006) a Hegrová (2001) dodává, že chůze vykazuje velké množství pozitivních dopadů na fyzickou zdatnost a zdraví člověka. Chůze je žádoucí i kvůli materiální nenáročnosti, protože vyjma obuvi a oblečení nestojí ani korunu. Je také časově a prostorově flexibilní, protože chůzi můžeme provádět kdykoliv a kdekoliv. Chůze je ideální pro každou osobu (Sovová et al., 2008). Vaughan (1999) popisuje základ chůze jako celek pravidelně se opakujících pohybů nohou. Základní jednotku chůze představuje chůzový (krokový) cyklus, který je vytyčen dvěma jakýmkoliv opakujícími se procesy (Gage, 1991).

Prentice et al. (2004) uvádí, že chůze po nakloněné rovině požaduje rozdílnou strategii lokomoce pro náležité umístění a udržení pozice segmentů dolních končetin, převážně pro podpornou a odrazovou funkci. Během chůze z kopce je nezbytné částečně zkrátit délku kroku a při došlapu více skrčit koleno stojné končetiny v závislosti na náklonu svahu (Véle, 2006).

Nesení batohu se zátěží je v praxi běžně používáno, a to i v různých pracovních profesích (McCaig & Gooderson, 1986). Batoh je jednou z několika lehce dostupných možností pro přenos určitého nákladu (Chansirinukor et al., 2001). Při nesení zátěže je pozorován pozitivní vztah mezi hmotností zátěže a spotřebou kyslíku (VO_2), srdeční frekvencí (SF) a plicní ventilací (VE) se zátěží do 30 kg (Borghols, Dresen, & Hollander, 1978). Mechanika chůze, držení těla i energetický výdej jsou ovlivňovány zátěží, která je umístěna na těle (Maloiy et al, 1986; Heglund et al, 1995).

Dnešní doba nám umožňuje vybrat, pro posouzení různých parametrů, z velkého množství škál. Jednou ze škál, která je využita v diplomové práci je Borgova škála, což je číselná stupnice, která subjektivně vyhodnocuje pocity zatížení jedince při nejrůznějších pohybových činnostech. V praxi je často používána patnáctistupňová škála v rozsahu od 6–20 bodů (Čechovská & Dobrý, 2008). Další ze škál je vizuální analogová škála (VAS), která je zmiňována jako nejčastěji používaná škála bolesti. VAS škála je sestavena z čísel od 0 do 10, které jsou vzdálené od následujícího čísla vždy o jeden centimetr (Rokyta, 2012). Každý jedinec bolest hodnotí značně individuálně, a proto je u čísla přidělen i slovní popis nebo emotikon s obličejem vyjadřujícím aktuální bolest (Gabrhelík & Pieran, 2012).

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Oběhový systém

Oběhový aneb kardiovaskulární systém je složen z krevního vaskulárního systému a lymfatického vaskulárního systému. Do krevního vaskulárního systému řadíme srdce a krevní cévy, které můžeme dále dělit na artérie, kapiláry a vény. Lymfatický vaskulární systém je složen z lymfatických cév a jeho funkcí je navracet tekutinu z tkáňových prostor do krevní cirkulace. Oběhový systém transportuje kyslík (O_2) a nutriční látky ke tkáním a odpadové zplodiny metabolismu k vylučovacím orgánům, mimo jiné také zabezpečuje transport hormonů k cílovým orgánům, a tím přispívá ke sjednocení funkce celého organismu (Vajner et al., 2017). Oběhový systém má podíl nejen na udržování tělesné teploty, ale také na udržování dynamické rovnováhy mezi kyselými a zásaditými látkami uvnitř organismu (Silbernagl & Despopoulos, 2004). Pro optimalizaci přísunu O_2 je zapotřebí znalost srdečního výdeje (Ramsingh et al., 2013). Hodnotu srdečního výdeje získáme vynásobením systolického objemu a frekvencí srdečních kontrakcí (Rokyta et al., 2000).

Krev, jako transportní médium, koluje v těle uzavřenou soustavou cév (Penka et al., 2011). Je potřeba, aby byla krev udržována v nepřetržitém pohybu a byla přiváděna do tkání po celém těle (Seliger & Vinařický, 1980). Seliger a Vinařický (1980) ještě dodávají, že krevní oběh byl prokázán anglickým lékařem Williamem Harveym již v roce 1628. Klíčovým úkolem oběhového systému je dodání O_2 tkáním z plic a odvod oxidu uhličitého (CO_2) a jiných produktů metabolismu (Botek et al., 2017).

2.1.1 Srdce a krevní oběh

Srdce je dutý orgán, který tvoří zhruba 0,5 % tělesné hmotnosti jedince (Trojan et al., 2003). Seliger a Vinařický (1980) doplňují, že je srdce ústředním orgánem krevního oběhu. Stěna srdce z velké části představuje speciální typ svaloviny, která je nazývána myokard. Rozlišujeme čtyři hlavní dutiny – pravou a levou komoru (hlavní čerpadla) a pravou a levou předsíň (pomocná čerpadla). Pravá i levá předsíň nemá pravidelný tvar dutiny. Stěna levé předsíně je tenčí než stěna pravé předsíně. Tvar nepravidelné pyramidy představuje pravou komoru a levá komora připomíná tvar elipsoidu, jehož dvě poloosy jsou shodné. Pravá komora má až čtyřikrát tenčí stěnu, a tím pádem i menší hmotnost než levá komora. Perikard (osrdečník) obaluje celé srdce (Trojan et al., 2003).

Nejdůležitější funkcí srdce je přečerpávání krve (Botek et al., 2017). Totožně jako u veškerých jiných savců je krev i u člověka poháněna dvěma do série utříděnými čerpadly do dvou též sériově uspořádaných oběhů. Jeden z oběhů je systémový oběh, jehož pumpou je levá pólka srdce. Druhý z oběhů je oběh plicní, jehož pumpou je pravá pólka srdce (Trojan et al., 2003). Plicní oběh neboli malý krevní oběh začíná v pravé komoře, odkud se odkysličená krev dostává přes plicní chlopeň do plicnice a následně až do plic. V plicích dochází k okysličení krve a krev se dostává čtyřmi plicními žilami do levé síně (Čihák, 2004). Botek et al. (2017) doplňuje, že v plicním oběhu dochází nejen k okysličení krve, ale také k odvodu CO₂. Právě v systémovém oběhu, známém také jako velký tělní oběh, který začíná v levé komoře, je okysličená krev vypuzena do srdečnice a poté do celého těla. Jakmile se krev, která je okysličená, dostane ke všem orgánům, pro které je potřebná, navrací se zpátky do srdce pomocí žilního systému do horní i dolní duté žíly. Přes horní i dolní dutou žílu se krev dostává do pravé síně. Následně krev z pravé síně protéká do pravé komory (Čihák, 2004).

Základem srdeční práce je rytmické střídání diastoly (relaxace) a systoly (stažení, kontrakce). Při diastole jsou komory plněny krví a při systole je krev vypuzována do velkých tepen (Trojan et al., 2003).

2.1.2 Srdeční činnost

Činnost srdce udržuje pohyb krve v uzavřeném vaskulárním oběhu (Seliger & Vinařický, 1980).

Podle Trojana et al. (2003) se srdeční aktivita adaptuje a upravuje dle nároků organismu. To mají na starost regulační systémy, které činnost srdce veškerým nárokům adaptují a dochází k regulaci srdeční činnosti na úrovni nervové (autonomní nervový systém), látkové (humorální) a celulární (buněčná), což se pak nejvíce ukazuje ve změnách SF, v síle stahu a dráždivosti myokardu, nebo převodními změnami mezi síněmi a komorami. Botek et al. (2017) považuje aktivitu autonomního nervového systému (ANS) za zásadní regulátor srdeční činnosti. Právě aktivita ANS působí na srdce pomocí dvou větví, a to sympatiku a parasympatiku. Základní funkcí sympatiku je reakce organismu na nastávající nebezpečí. Parasympatikus převládá v klidu a bezpečí (Hušek et al., 2014). Na srdeční činnost mají zřetelný vliv hormony, které účinkují díky receptorům přesně na srdeční sval nebo také na centrum srdeční aktivity umístěné v prodloužené míše. Mezi hormony, které mají vliv na činnost srdce, řadíme hlavně katecholaminy (Seliger & Vinařický, 1980). Adrenalin, který spadá pod stresové hormony, se

podílí na řízení činnosti srdce (Botek et al., 2017). Řízení srdeční činnosti na úrovni celulární je postavena na Frank-Starlingovém zákoně, podle kterého tohle řízení záleží na vzájemném působení aktinu a myozinu (Trojan et al., 2003).

2.1.3 Kardiovaskulární systém a pohybová aktivita

Dýrová a Lepková (2008) zmiňují, že je prokázáno, že pohybová aktivita je prevencí srdečních onemocnění. Nutno však dodat, že přínos pro kardiovaskulární systém má pouze pohybová činnost, která je vykonávána v úrovni aerobního pásma a je provozována pravidelně, ideálně každý den. Jestliže to zdravotní stav a trénovanost jedince dovolí, měla by trvat cca 30 minut. Vhodný druh pohybové aktivity reprezentuje chůze, jízda na kole, plavání anebo snadné aerobní cvičení. Sovová et al. (2008) potvrzují a doplňují, že pohybová aktivita provozovaná pravidelně a náležitým způsobem má příznivý vliv na funkci srdce. Jedná se o zvýšení srdeční práce díky vzestupu elasticity a stažlivosti srdečního svalu, dále o zrychlení proudění krve svaly. Klesá tepová frekvence v klidu i při submaximální práci u trénovaného jedince a zároveň klesá doba zotavení po výkonu. Dle Chaloupky et al. (2003) má opakovaná pohybová aktivita z kardiologického pohledu přímý, ale také nepřímý vliv na kardiovaskulární systém. Přímý i nepřímý vliv zdokonaluje funkční schopnost kardiovaskulárního systému a zmenšuje riziko eventuálních srdečních komplikací. Přímé vlivy se projevují poklesem SFklid a zátěžové SF, úpravou krevního tlaku, vzestupem periferního žilního tonu, který je doprovázen zlepšeným žilním návratem, zesílením koronárního průtoku, zvýšením srdeční rezervy a funkční schopnosti. Nepřímé vlivy vedou převážně ke snížení rizikových faktorů, k posílení svalstva a k úpravě životního stylu.

2.2 Dýchací systém a dýchání

Dýchací neboli respirační systém tvoří cesty prvotně určené k vedení vzduchu (z horních cest dýchacích se jedná o dutinu nosní a nosohltan a z dolních cest dýchacích o hrtan, průdušnice, průdušky a průdušinky) a respirační segment, který zabezpečují respirační bronchioly, plicní sklípky, alveolární chodbičky a váčky (Mescher, 2013). Botek et al. (2017) uvádí, že jsou plíce hlavním orgánem respiračního systému, a právě mezi nimi a vnějším prostředím proudí vzduch v cestách dýchacích. Bránice, hlavní dýchací sval, využívá pomoc nádechových a výdechových svalů při mechanické práci (Botek et al., 2017).

Primární funkcí respiračního systému je spolu s oběhovým systémem zajistit dodávku O₂ ke tkáním a odvod CO₂ jako exhalátu metabolismu (Botek et al., 2017).

Dýchání je považováno za bezchybný postup výměny plynů. Jen v případě nepřetržité dodávky O₂ je možný život tkání. Tkáně potřebují O₂ z důvodu náležitého průběhu látkové přeměny. Dýcháním je označována neustálá výměna plynů mezi zevním okolím a tkáněmi (Seliger & Vinařický, 1980).

Rokyta et al. (2000) sděluje, že proces dýchání zajišťuje ventilace, distribuce, difuze a perfuze. Pro správné fungování je nezbytná součinnost všech těchto dějů.

2.2.1 Plicní ventilace a distribuce

Podle Trojana et al. (2003) je VE výměna vzduchu mezi okolním prostředím a plicními sklípky. Tato výměna je zapříčiněna prouděním plynů v dýchacím ústrojí ve směru tlakových gradientů. Kohlíková (2015) uvádí, že VE (zevní dýchání) představuje pouze nádech a výdech. Inspirium neboli nádech, je aktivní děj, při kterém pracuje převážně bránice, jako hlavní nádechový sval. Naopak exspirium, výdech, je děj pasivní, kterého se účastní převážně výdechové svaly, kterými jsou vnitřní mezižební svaly a pomocné dýchací svaly.

Kohlíková (2015) definuje distribuci jako rozdělení vzduchu v respiračních cestách (dutina nosní až plicní sklípky).

Hodnotit VE můžeme pomocí spirometrie, díky které změříme statické i dynamické plicní objemy, ale přitom také statické plicní kapacity (Rokyta et al., 2000). Statické objemy plic jsou veličiny, které vystihují objem plynu v plicích v momentu určitých dechových poloh. Členíme je na objemy a kapacity. Kapacita vzniká kombinací alespoň dvou objemů (Silbernagl & Despopulos, 2004). Nejčastěji spirometricky měřenou statickou plicní kapacitou je vitální kapacita plic (VLC). VLC se rovná součtu dechového objemu, inspiračního a expiračního rezervního objemu (Rokyta et al., 2000). Dynamické objemy vzduchu jsou plicemi proventilovány za danou dobu. Respirační minutový objem je nejvíce monitorovaným dynamickým plicním objemem. Minutovou VE chápeme dechový objem násobený dechovou frekvencí (Trojan et al., 2003).

2.2.2 Regulace dýchání

Dýchání je považováno za základní životní funkci, která je nepostradatelná pro život. Je uskutečňováno pomocí dýchacích svalů. Regulace dýchání je z důvodu udržení dostačující výměny plynů na alveolokapilární membráně (Paleček, 2001). Primárním úkolem regulačních mechanismů, které mají na starost dýchání, je zajištění harmonie mezi metabolickými

potřebami organismu a výměnou vzduchu mezi okolní atmosférou a alveoly (Trojan et al., 2003). Rokyta (2016) doplňuje, že je dýchání samočinně přizpůsobováno hře na hudební nástroj nebo řeči. Dále dodává, že můžeme dýchání ovlivnit vlastní vůlí. Dýchání můžeme regulovat chemicky anebo centrálně. Chemická regulace dýchání je sledována chemoreceptory, a to jak těmi periferními, tak i centrálními. Impulsem pro chemickou regulaci dýchání jsou výkyvy pH, parciálního tlaku kyslíku (pO_2) a parciálního tlaku oxidu uhličitého (pCO_2). Centrální regulace dýchání, známá také jako regulace dýchání nervová, se účastní dýchací centra. Dýchací centra se nachází v blízkosti prodloužené míchy a ve Varolově mostu. Nervová regulace dýchání je řízena a kontrolována pomocí mechanoreceptorů.

2.2.3 Dýchací systém a pohybová aktivita

Paleček et al. (1999) uvádí, že při pohybové aktivitě dochází ke zvyšování metabolismu v pracujících svalech. Vzrůstá nárok na dodávku O_2 a odstraňování produktu metabolismu CO_2 . Stoupající požadavek je zajištěn zvýšením činnosti kardiovaskulárního a respiračního systému. Trojan et al. (2003) potvrzuje, že při zátěži vzroste až 20krát oproti nečinným podmínkám VO_2 a produkce CO_2 . Úměrně tomu vzrůstá výměna vzduchu mezi okolním prostředím a plicními sklípky a vzrůstají také arteriální parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého.

Pohybová aktivita provozovaná cyklicky a náležitým způsobem má kladný vliv na funkci plic. Dochází ke zvýšení dechového objemu při maximální práci a frekvenci dýchání, dále se jedná o vzestup plicní VE a plicní difuze (Sovová et al., 2008). Silberagl a Despopoulos (2004) popisují difuzi jako přechod určité látky z místa její vyšší koncentrace do místa nižší koncentrace.

2.3. Chůze

Lokomoci můžeme označit jako charakteristický a speciální znak zástupců živočišné říše, tím pádem i člověka. Chůze jako elementární lokomoční stereotyp člověka má podstatný vliv na kvalitu života (Véle, 2006). Gúth (2004) popisuje chůzi jako charakteristickou pro každou osobu. Charakteristickou z důvodu individuálních znaků, které utváří zdravotní stav, vnější podmínky (obuv, povrch), psychické faktory, ale také antropometrické parametry lidského těla.

Chůze patří na první příčky pohybových aktivit, které v průběhu života provozujeme. Je nepostradatelnou možností pro pohyb z místa na místo (Neumannová et al., 2015). Sovová et al. (2008) doplňuje, že od počátků je chůze vnímána jako prostředek pro překonávání

vzdáleností. Hlavním důvodem byla cesta za potravou, za prací, za vzděláním, ale také za zábavou. Mayer (2000) podotýká, že chůze představuje faktor komunikace a sociální integrace. Význam chůze můžeme najít také v psychosociální oblasti, jelikož usnadňuje účast na společenském životě (Neumannová et al., 2015).

Podle Sovové et al. (2008) se ve 20. století změnila situace z důvodu velkého rozvoje automobilového průmyslu. Rodiče v dnešní době své potomky vozí do škol i mimoškolních kroužků autem. Lidé ve středním věku bojují s časem a bez auta už si to nedokážou ani představit (Sovová et al., 2008). Frömel (1999) spolu s odborníky ale stále nazývá populaci jako „chodeckou“. Podle autora se již chůze nevyužívá tolik jako aktivita ve volném čase, ale spíše jako nestrukturovaná činnost při cestě do zaměstnání nebo do školy.

Neumannová et al. (2015) uvádí, že lze v literatuře najít mnoho různých definic o této pohybové činnosti. Trew a Everett (1997) definují chůzi jako způsob přemístění těla z místa na místo, kdy se střídá a opakuje výměna dolních končetin za dodržení podmínky, že minimálně jedna končetina setrvává v kontaktu se zemí. Podle Perryho & Burnfielda (2010) je chůze symetrickým, pravidelným, střídavým pohybem dolních končetin, který vede k pohybu dopředu. Dále dodávají, že v průběhu chůze se pravidelně mění švihová a stojná fáze kroku a jedno chodidlo zůstává vždy v kontaktu s podložkou. Chůzi můžeme vnímat jako střídající se sekvence jednoduché opory a dvojitě opory dolních končetin (Enoka, 2008). „Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy“ (Kolář, 2009, 48).

2.3.1 Pozitivní aspekty chůze

Podle Hegrové (2001) je chůze pohybovou aktivitou, která vykazuje velké množství pozitivních dopadů na fyzickou zdatnost a zdraví člověka. Pravidelně se opakující pohybová aktivita, chůze, je prevencí široké škály onemocnění, jako například rakoviny, osteoporózy, diabetes mellitus, infarktu myokardu, cévní mozkové příhody a mnoho dalších (Sovová et al., 2008). Autoři také dále uvádějí pozitivní působení na trávicí trakt anebo zlepšení paměti z důvodu lepšího prokrvení a okysličení mozku. Albright a Thompson (2006) potvrzují zdravotní benefity chůze, které souvisí převážně s diabetes mellitus, obezitou, zvýšeným krevním tlakem a zvýšenou hladinou cholesterolu. Přesvědčivý účinek chůze, jakožto nejpřirozenější pohyb jedince, je přinejmenším v oblasti fyzického zdraví, které patří

k zásadním determinantám kvality života, a to v kterémkoliv věku (Čevela et al., 2012). Sovová et al., 2008) upozorňují, že není k opomenutí ani produkce endorfinů, které můžeme vnímat jako přírodní antidepresiva. Osoby, které opakovaně provozují chůzi, jsou rezistentní proti stresu, daří se jim více v pracovním prostředí a jsou plní energie. Chůze je žádoucí i díky materiální nenáročnosti, protože vyjma obuvi a oblečení nestojí ani korunu, a časové a prostorové flexibilitě, protože chůzi můžeme provádět kdykoliv a kdekoliv. Chůze je ideální pro každou osobu, pro děti, začátečníky, starší jedince tak i například pro jedince trpící nadváhou či obezitou (Sovová et al., 2008).

2.3.2 Negativní aspekty chůze

Hegrová (2001) uvádí, že chůzi dokážou znepríjemnit určité zdravotní komplikace. Nutnou podmínkou pro provozování chůze je vhodně zvolená obuv, díky které se lze vyhnout puchýřům, otlakům, poškození nehtů a podobně. Při déletrvající pohybové aktivitě mohou trpět i klouby, kterým může ulehčit speciální obuv přizpůsobená tvaru chodidla. Speciální obuv je stanovena pro chůzi v různorodých terénech a podmínkách.

V případě přecenění vlastních sil jedince, nejčastěji fyzické zdatnosti, při delším trvání chůze mohou vzniknout určité potíže. V momentě únavy dochází k nepřesnosti prováděných pohybů, z důvodu zasažení stability nohy při dokončení kroku. Lze si povšimnout chybějícího odpeřování kroku a opakující se bezohledný/necitelný došlap vyvolává mnohonásobné nepatrné zranění kloubů, šlach a kostí, které v součtu mohou směřovat k mikrorupturám a zánětům. Jakákoliv déletrvající, přirozená, skoro nezaznamatelná devastace pohybového aparátu může poté vést k vážnému úrazu, nenávratným změnám na kloubech či až k dlouhotrvajícím zdravotním problémům (Novotná, 2006; Sovová et al. 2008).

Zdravotním rizikům chůze lze předcházet díky poradě s odborníkem, dostatečné hydratace, dodržování zásad vhodné pohybové aktivity a nepřetěžování organismu (Sovová et al. 2008).

2.4 Základní biomechanické předpoklady

Každý jedinec má jedinečný vzorec chůze rovněž jako jeho osobnost, i přesto by měl splňovat určitá podstatná kritéria (Smidt, 1990). Bronstein, Brandt a Woollacott (1996) potvrzují, že existuje mnoho pestrých a často velmi rozdílných variant provedení chůze, ale každá varianta musí dodržet základní nároky, které se pojí s pohybovým a řídicím systémem jedince:

- rovnováha jako schopnost udržovat vzpřímenou polohu těla,

- lokomoce jako schopnost pohybu v prostoru pomocí svalové činnosti, způsobilost zahájení a udržování rytmického krokového mechanismu.

Inman, Ralston a Todd (2006) uvádějí jako nepostradatelné požadavky pravidelný, opakující se pohyb dolních končetin vpřed a neustálé působení reakční síly podložky.

Podle Gage (1991) má fyziologická chůze pět klíčových znaků, které zpravidla nenacházíme u chůze patologické. Jedná se o přiměřenou délku kroku, dynamickou rovnováhu ve stoji, odpovídající délku švihové fáze, zachování dynamiky pohybu během chůzového cyklu a přípravu předpokladů pro zvládnutí a ukončení odvalu nohy umožňujících započítí švihové fáze. Kterýkoliv z výše uvedených rysů je při chůzi opravdu klíčový. U nedostačující stability hrozí pád, při nedostačující výšce chodidla nad podložkou může dojít k zakopnutí. Chodidlo by mělo při švihové fázi pracovat tak, aby nedošlo k zakopnutí a současně aby byla noha na konci švihové fáze ideálně připravena na následující kontakt chodidla s podložkou. Přiměřená délka kroku zajišťuje odpovídající rychlost chůze a má vliv na spotřebu energie (Svoboda et al., 2020).

Aby bylo možné provést výše zmíněné požadavky, je zapotřebí splnit škálu vnitřních předpokladů, počínaje adekvátním svalovým tonem, ze kterého vyplývá svalová síla, dále jsou zapotřebí funkční klouby, díky kterým dosáhneme požadovaného rozsahu pohybu, ale také možnost zpětné informace, která zahrnuje zrak, vestibulární ústrojí, senzomotorický systém a mnoho dalších. V případě nesplnění kterékoliv z podmínek dojde ke změně způsobu provedení chůze (Neumannová et al., 2015). „Fyziologický vzor přechází ve vzor patologický, chůze se stává energeticky náročnější, a je tak pro mnohé jedince náročným úkolem“ (Neumannová et al., 2015, 10).

2.5 Centrální mechanismy řízení

Alfou a omegou jakéhokoliv pohybu je svalový tonus, který je řízen spinální úrovní podle informací z exteroceptorů a z proprioreceptorů. Na spinální úrovni dochází též k reciproční inhibici, která je podstatou pro střídání flexe a extenze dolních končetin. To má značnou hodnotu pro udržení vzpřímeného stoje a stability. Subkortikální úroveň zajišťuje během pohybu přizpůsobení na vnitřní i vnější prostředí, udržuje orientované umístění v gravitačním poli země, zprostředkovává automatizaci cyklických pohybů a jejich kontrolu. Volní ideokinetická motorika (realizace představy) je řízena kortikální úrovní prostřednictvím lokomočního systému (Trojan et al., 2003).

Vyskytuje se škála vzorců chování, většinou rutinního charakteru, které nepotřebují vědomou kontrolu, uskutečňující se bez podílu mozkové kůry. I lokomoce je považována za tento vzorec chování. Lokomoce je zajišťována v chodu opakující se aktivací extenzorů a flexorů díky informacím z proprioreceptorů. Míní se tak z důvodu představy, že rytmické lokomoční pohyby, vpřed mířící flexe končetiny následovaná vzad mířící extenzí, jsou následkem periodického sledu reflexních dějů (Kralíček, 2011).

Kralíček (2011) a Latash (1998) tvrdí, že nynější vědomosti/znalosti naznačují, že rytmická reciproční činnost dvou protichůdných svalových skupin, na které se zakládá lokomoční pohyb, se může uskutečňovat bez zmíněné zpětnovazebné informace z částí mimo nervovou soustavu, a tím pádem nemá reflexní charakter. Autoři předpokládají, že všechny pohyby je výsledkem zahájení dopředu nachystaného vzorce neuronální aktivity, který bývá nazýván centrální motorický program. Centrální motorický program je zašifrován v paměti neuronální sítě, autory nazývaný jako Central Pattern Generators.

Latash (1998) uvádí, že Central Pattern Generators neboli centrální generátory vzorce pohybu (CPGs) lze nalézt ve spinální míše zvláště pro každou končetinu. S největší pravděpodobností je aktivují signály, které vystupují z určité oblasti retikulární formace středního mozku, která bývá označována jako mezencefalická lokomoční oblast. Mezencefalická lokomoční oblast stanovuje podobu lokomoce, jestli se bude jednat o chůzi nebo běh. Informace z vestibulárních, z části zrakových receptorů a nejspíše i dalších struktur centrální nervové soustavy jsou vedeny do centrálních generátorů. Nesmíme opomenout ani aferentní (dostředivou) signalizaci z končetinových proprioreceptorů.

Kralíček (2011) připomíná, že lokomoce sice není primárně reflexního původu, ale i přesto je dostředivá signalizace z končetinových proprioreceptorů významná. V momentě vyřazení je cyklus lokomočních pohybů intenzivně zaměřován a zpomalen, a proto se soudí, že plánem je reflexně modifikovat motorický program CPGs tak, aby konečný lokomoční pohyb byl v souladu s krajinou, ve které probíhá.

2.6 Chůzový cyklus

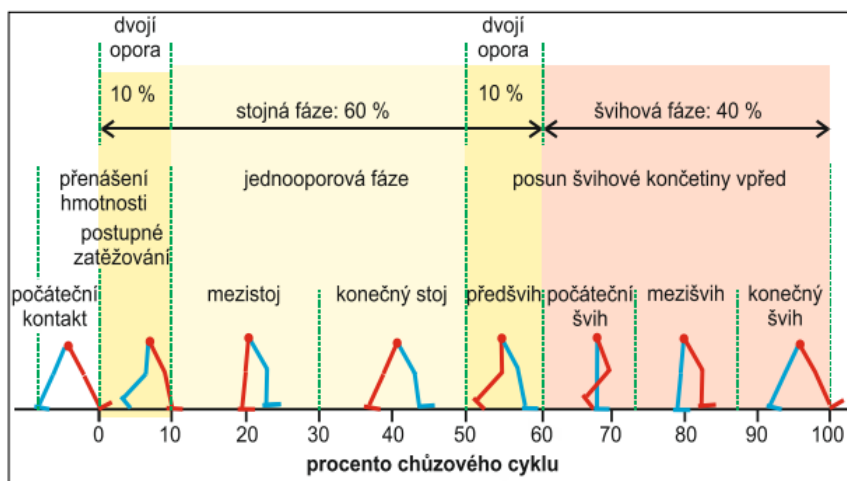
Vařeka a Vařeková (2009) zmiňují, že i když jsou klíčové charakteristiky chůze jedince jednotné, nachází se v jejich časovém rozvržení a kvantitativním projevu relativně značná interindividuální variabilita. Podle Vaughana (1999) je základem chůze celek pravidelně se

opakujících pohybů nohou. Docela dobrým příkladem je rotující kolo, u kterého se pohybový vzor opakuje pořád dokolečka, krok za krokem.

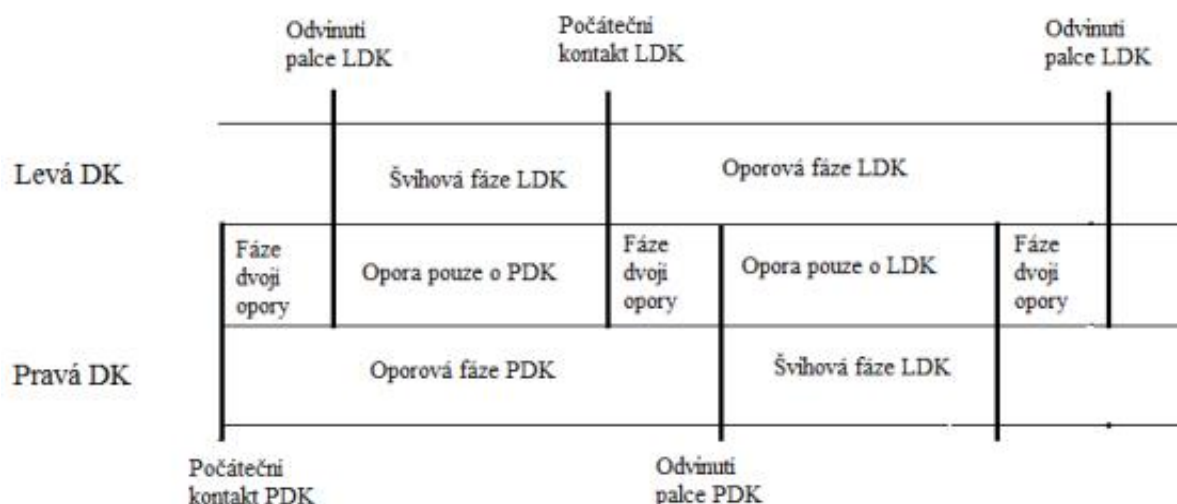
Základní jednotku chůze představuje chůzový (krokový) cyklus, který je vytyčen dvěma jakýmkoliv opakujícími se procesy. Chůzový cyklus nebo také dvojkrok začíná dotekem určité části (většinou paty) jednoho chodidla s podložkou a je ukončen následujícím dotekem té stejné části téhož chodidla. Jde o časový úsek, u kterého v průběhu dochází k realizaci úplného pořadí cyklicky se opakujících částí určitého procesu (Gage, 1991). Mnohdy se můžeme potkat s procentuálním znázorněním délky trvání chůzového cyklu, kdy 0 % značí první počáteční kontakt a 100 % značí další počáteční kontakt té samé končetiny (Svoboda et al., 2020). Neumannová et al. (2015) dodává, že se chůzový cyklus dělí na dvě hlavní fáze. První fází je stojná fáze neboli stance phase, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou. Druhou fází je fáze švihová, známá také jako swing phase, kdy se chodidlo nedotýká podložky. Svoboda et al. (2020) dodává, že stojná fáze je takzvaná oporová fáze a švihová fáze je bezoporová fáze.

Rose a Gamble (2006) uvádí, že je poměr stojné a švihové fáze v průběhu chůzového cyklu (při střední rychlosti chůze) zhruba 60:40. Sutherland et al. (1994) doplňují, že je chůzový cyklus složen z 62 % z fáze stojné a z 38 % z fáze švihové. Zkrácení stojné fáze a prodloužení fáze švihové nastává v momentě zvýšení rychlosti. Naopak je tomu při pomalejší chůzi (Smidt, 1990). Během krokového cyklu dochází dvakrát k fázi dvojí opory neboli double support. Každá fáze dvojí opory trvá přibližně 10 % celkového času chůzového cyklu (Sutherland et al., 1994).

Rozložení krokového cyklu na drobné úseky je nutné z důvodu analýzy chůze. K analýze chůze jsou používány výborně pozorovatelné a jasně stanovené děje, které se většinou pojí k poloze chodidla vzhledem k podložce (Neumannová et al., 2015).



Obrázek 1. Fáze chůzového cyklu (Neumannová et al., 2015)



Obrázek 2. Timing chůzového cyklu (upraveno podle Whittle, 2007)

Vysvětlivky: LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina

2.6.1 Počáteční kontakt (Initial contact)

Počáteční kontakt je okamžik, ve kterém startuje chůzový cyklus (Svoboda et al., 2020). Počáteční kontakt zahajuje stojnou fázi. Při fyziologické chůzi většinou dojde ke zřetelnému působení reakční síly mezi patou a podložkou (Whittle, 1997), a proto bývá tahle fáze občas označována jako „úder“ paty nebo kontakt paty, cizím slovem heel strike (Svoboda et al., 2020; Weaver & Ferg, 2009). Podle Svobody et al. (2020) tohle označení může být v některých případech nepravdivé, jelikož u určitých jedinců, zejména při patologické chůzi, nemusí dojít k prvnímu kontaktu s podložkou patou, ale i odlišnou částí chodidla, například přenožím.

Pata představuje střed otáčení, okolo kterého se uskutečňuje pohyb. V průběhu této fáze dochází k aktivaci dorzálních flexorů, které udržují hlezenní kloub v neutrální pozici. Čtyřhlavý sval stehenní díky své excentrické činnosti brzdí kolenní flexi, a přitom kontrakce extenzorů kyčle zabraňuje následujícímu zvětšení flexe kyčelního kloubu. Trup je za pomoci vzpřimovače trupu držen vzpřímeně a pánev rotuje dopředu (Weaver & Ferg, 2009). Tlumení nárazu, udržení dynamické rovnováhy a zachování hybnosti představují primární cíle počátečního kontaktu (Rose & Gamble, 2006).

2.6.2 Postupné zatěžování (Loading response)

Svoboda et al. (2020) pojmenoval tuhle fázi jako přenos zátěže, stádium zatěžování. Postupné zatěžování je období mezi počátečním kontaktem a mezistojem. Úkolem postupného

zatěžování je přizpůsobení se vzrůstajícímu zatížení, zafixování pánve a zbrzdění pohybu těla (Neumannová et al., 2015). Seymour (2002) jako další úkol uvádí zaručení stability. Ve fázi postupného zatěžování dochází k plantární flexi v horním zánártním kloubu, díky které máme možnost položit chodidlo na podložku. Těžiště těla se v této fázi nachází nejnižší (Gage, 1991).

Gage (1991) popisuje, že jde o období, ve kterém dochází ke zpomalení pohybu, kdy je vstřebáván náraz při dopadu nohy na podložku (Gage, 1991). Mechanismus, který představuje zhoupnutí paty neboli heel rocker ulehčuje vykonání funkce zachování pohybu dopředu a funkce absorpce nárazů. Při doteku paty s podložkou je započata subtalární everze jako odpověď na absorpci nárazů. Chodidlo společně s bércelem se ladně posunuje přes patu až do momentu, ve kterém je chodidlo v úplném kontaktu s podložkou, v ten okamžik je dosaženo stability. Bércelem poté pokračuje v pohybu dále vpřed (Smith et al., 2004).

2.6.3 Mezistoj (Mid-stance)

Gage (1991) uvádí, že pojem mezistoj je občas využíván k popsání momentu, ve kterém švihová noha mívá nohu stojnou. Mezistoj jako období je prvotní částí jednoopporové fáze, kdy je veškerá část chodidla v kontaktu s podložkou. Podle Adamse (2006) se jedná o fázi krokového cyklu, která startuje odrazem palce protilehlé nohy a ustává zvednutím paty na stejné straně. Je typická přebráním celé hmotnosti na stojnou nohu. Převzetí celé hmotnosti na stojnou nohu zapříčiní pasivní dorzální flexi v horním kloubu zánártním (Vařeka & Vařeková, 2009). Oproti hlezennímu kloubu účinkují svou činností plantární flexory. Právě v horním kloubu zánártním je i střed otáčení, tenhle mechanismus bývá nazýván zhoupnutí v kotníku (Seymour, 2002). Gage (1991) zmiňuje, že mezi cíle mezistoje patří kontrola plochy a působení reakční síly podložky s ohledem na klouby dolní končetiny (Gage, 1991).

2.6.4 Konečný stoj (Terminal stance)

Konečný stoj, Svoboda et al. (2020) uvádí koncový stoj, začíná zvednutím paty stojné nohy od podložky a končí v momentu kontaktu kontralaterální paty s podložkou (Ciannini, 1994). V konečném stoju se těžiště už ocitlo před opěrnou bází, pohyb je rychlejší a těžiště se posunuje níže směrem ke švihové noze (Gage, 1991). Při posunu trupu směrem vpřed se vytváří moment síly, který zapříčiní dorzální flexi v hlezenním kloubu. Posunutím vektoru reakční síly podložky směrem k hlavičkám metatarzů stoupá požadavek na činnost plantárních flexorů před počátečním kontaktem kontralaterální nohy. Příčka, kolem které se těleso otáčí, se přesunuje

na přední část končetiny. Trup se ve fázi mezistojie nacházel na nejvyšším bodě, ale v téhle fázi se snižuje. Aktivní plantární flexe v horním zánártním kloubu zajišťuje odraz (Vařeka & Vařeková, 2009). Podle Gage (1991) se pohyb zrychluje důsledkem přechodu z excentrického na koncentrický režim, a to díky činnosti plantárních flexorů. V konečném stoji kolenní kloub dosahuje největší možné extenze, která je v průběhu chůzového cyklu vůbec možná (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.6.5 Předšvih (Pre-swing)

Předšvihová fáze představuje konečnou část fáze stojné. Předšvih začíná momentem dotyku chodidla kontralaterální nohy s podložkou a je zakončen ve chvíli, kdy se palec ani malou částí nedotýká podložky. Vektor reakční síly podložky se v této fázi přesunuje za kloub kolenní a spolu se stažením trojhlavého svalu lýtkového zabezpečuje ohnutí v kolenním kloubu. To, jakou rychlostí bude provedeno ohnutí v kolenním kloubu, obstarává a kontroluje excentrickou kontrakcí přímý stehenní sval, jehož koncentrická činnost vede ke zvětšení flexe v kloubu kyčelním. Plantární flexe v kloubu hlezenním sahá k vrcholu, činnost plantárních ohybačů se pohotově snižuje po odlehčení odrazové nohy. Při přesunu váhy na kontralaterální nohu nastává abdukce v kyčelním kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). Předšvih je druhou fází dvojí opory v krokovém cyklu, při které se díky činnosti svalů chystá na švihovou fázi (Svoboda et al., 2020). Gage (1991) dodává, že je těžiště těla v nejspodnější části, podobně jako je to u fáze postupného zatěžování.

2.6.6 Počáteční švih (Initial swing)

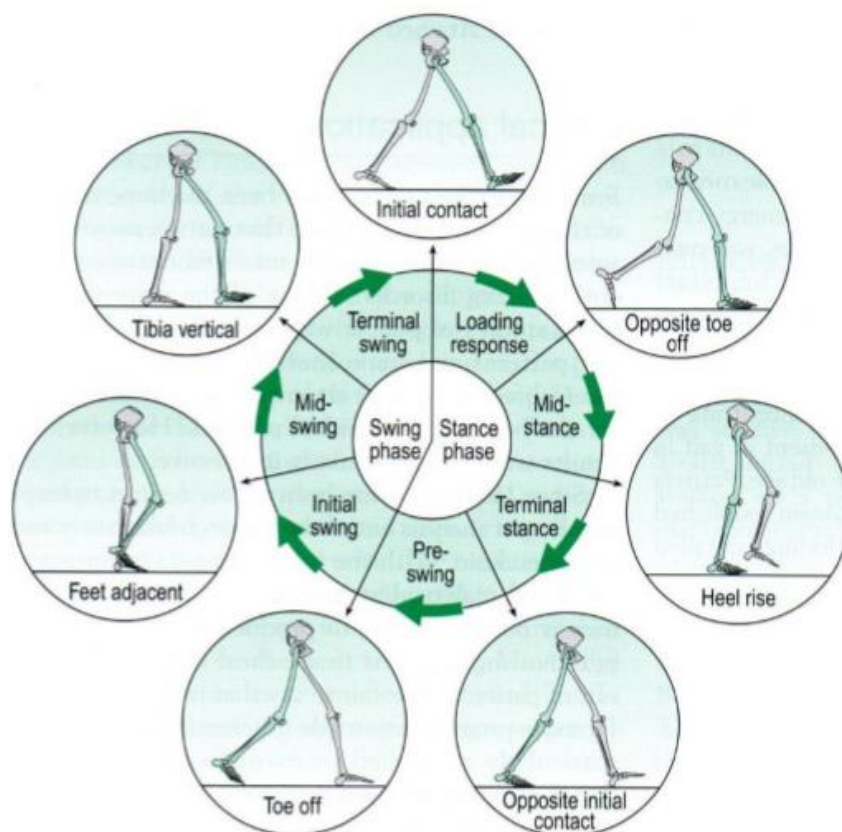
Tahle fáze startuje ve chvíli, kdy končetina opustí podložku. Počáteční švih je tak dlouhý, dokud se kolenní kloub nedostane do maximální flexe (Gage, 1991). Svoboda et al. (2020) doplňuje, že se jedná o první fázi krokového cyklu, ve které není končetina v kontaktu s podložkou. Počáteční švih dále postupuje pohybem stehna vpřed, následuje flexe v kloubu kolenním a začátek dorzální flexe v horním kloubu zánártním. V okamžiku, kdy se již chodidlo nedotýká podložky, je docíleno maximální plantární flexe. U flexe v kolenním kloubu, která v této fázi dosahuje vrcholu (Svoboda et al., 2020), je podstatná setrvačná síla a činnost dvojhavého svalu stehenního, ale na flexi se účastní i aktivita ohybačů kyčle. U fyziologické chůze noha funguje jako obyčejné kyvadlo. Akceleraci na počátku švihové fáze zapříčiňují dolní končetině ohybače kloubu kyčelního (Gage, 1991).

2.6.7 Mezišvih (Mid-swing)

O mezišvihu mluvíme v momentě maximálního ohybu v kolenním kloubu. Mezišvih je u konce ve chvíli, kdy holenní kost dosahuje horizontální pozice. Během mezišvihu si můžeme povšimnout změny mezi akcelerací a zpomalením lokomoce. Noha jde směrem vpřed, ale chodidlo se nedotýká podložky. Aby byla možná další lokomoce, je zapotřebí extenze v kolenním kloubu a dorzální flexe v horním kloubu zánártním (Whittle, 1997). Z důvodu zachování hlezenního kloubu v neutrální pozici je nepostradatelná činnost předního svalu holenního. Průměrné zvednutí nohy nad podložku se hýbe okolo 1,5 cm. Uvnitř kloubu kolenního začíná pasivní natažení. Aby byla zahájena flexe v závěru mezišvihu, je pro to významná aktivita ischiokrurálních svalů. V kyčelním kloubu si lze povšimnout slabé addukce a vnitřního otočení, flexi zabezpečí stah bedrokyčlostehenního svalu (Gage, 1991). Podle Svobody et al. (2020) je změna z mezišvihu na konečný švih zabezpečen momentem, kdy je bérec švihové nohy paralelní s přímkou.

2.6.8 Konečný švih (Terminal swing)

Konečný švih, podle Svobody et al. (2020) koncový švih, představuje výslednou fázi švihu, v průběhu které se chodidlo chystá na dotek s podložkou. Kloub hlezenní se z důvodu kontrakce předního svalu holenního nalézá v neutrální pozici. Činnost předního svalu holenního zachovává zánoží v patřičné poloze, která je potřebná pro dotek dolní končetiny s podložkou. Dle Adamse (2006) posunutí nohy směrem vpřed a její chystání na navazující stojnou fázi ukončuje extenze v kolenním kloubu. Prohnutí kolene brání excentrická kontakce ischiokrurálních svalů. Klíčové je i snížení rychlosti pohybu stehna pomocí excentrické kontrakce ischiokrurálních svalů a velkého svalu hýžďového. Krátce před ukončením švihové fáze je kolenní kloub v nejvyšší možné extenzi. Kolenní kloub je pořád stabilizován činností svalů ischiokrurálních. Svoboda et al. (2020) zmiňuje účel konečné švihu, který je zaujmutí vhodné pozice z důvodu dalšího počátečního kontaktu.



Obrázek 3. Části krokového cyklu (Levine, Richards & Whittle, 2012)

2.7 Časově-prostorové parametry chůze

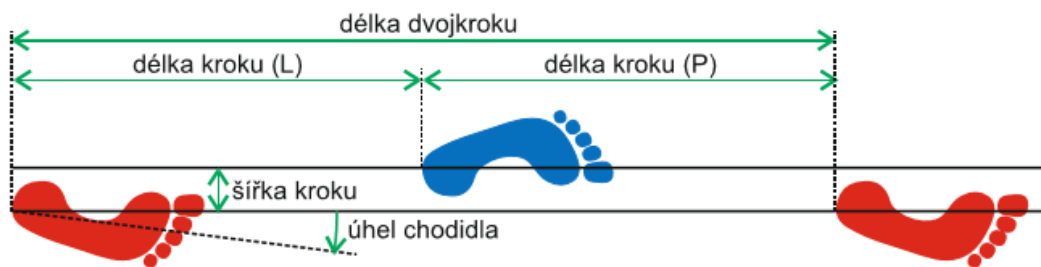
Časové a prostorové parametry jsou zásadní pro pochopení pohybového vzoru chůze a také pro popis téhle lokomoce (Neumannová et al., 2015). Miff et al. (2005) potvrzuje, že jsou časově-prostorové parametry nápomocné pro pochopení pohybového vzorce chůze a také doplňuje, že jsou nápomocné i při určování množství eventuálních asymetrií. Velikost časových a prostorových charakteristik ovlivňuje pohlaví, věk, antropometrické parametry a podobně (Svoboda et al. 2020). Pro klasifikaci chůze lze využít měření hlavních délkových a časových parametrů, které se měří při vzájemném působení chodidla s podložkou. Jedná se o podstatné indikátory, které jsou používány při stanovení dynamické stability, při hodnocení účinku terapeutické intervence a mnoho dalších (Neumannová et al., 2015).

Janura et al. (2012) začleňuje do časově-prostorových parametrů:

- frekvence, rytmus (*cadence*) je vymezen množstvím kroků za standardní časovou jednotku, většinou za šedesát sekund.

- délka kroku (*step length*) je definována vzdáleností (ve směru chůze) mezi totožnými body na obou chodidlech (většinou mezi patami) ve dvouoporové fázi. Jednotku představuje metr, eventuálně centimetr.
- délka dvojkroku (*stride length*) je určena vzdáleností (ve směru chůze) mezi dvěma po sobě následujícími doteky chodidla té stejné končetiny. Jednotkou je metr anebo centimetr.
- šířka kroku (*walking base*) značí vzdálenost mezi chodidly, většinou měřená od středů pat. Jednotkou je metr, případně centimetr.
- úhel chodidla (*foot angle*) je popisován jako úhel mezi osou chodidla a směrem lokomoce. Jednotku reprezentuje úhlový stupeň.

Podle Whittleho (2007) jsou tři hlavní parametry chůze, a to délka kroku, rychlost chůze a čas chůzového cyklu.



Obrázek 4. Grafické znázornění prostorových parametrů krokového cyklu (Neumannová et al., 2015)

Vysvětlivky: L – levá končetina, P – pravá končetina

2.8 Kinematika kloubů dolních končetin při chůzi

Kinematika charakterizuje změnu polohy tělesa v prostoru nevhledě na síly, které změnu polohy zabezpečují. Pohyb popisuje prostřednictvím kinematických veličin. Kinematické veličiny jsou například rychlost, čas, dráha. Prozkoumává tak pohyb a orientaci částí těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi částmi, které odpovídají přímočaré a úhlové rychlosti a dále i akceleraci segmentů těla (Kolář, 2009).

2.8.1 Hlezenní kloub

Hlavním cílem pohybu v hlezenním kloubu je pohyb těla dopředu (Brockett & Chapman, 2016). Kinematika kloubu hlezenního je často popisována jako „tři zhoupnutí v hlezenním kloubu“. Velikost pohybu v hlezenním kloubu při chůzi v rovině sagitální se hýbe okolo 20°-35° (Perry, 1992). Ve fázi počátečního kontaktu je hlezenní kloub v neutrálním postavení nebo

v lehké plantární nebo dorzální flexi. Poté dochází k plantární flexi, která ovlivňuje způsob lokomoce přední části dolní končetiny směrem k podložce. Horní kloub zánártní je v dorzální flexi ve fázi mezistoje. Po dorzální flexi dochází před počátečním kontaktem kontralaterální nohy ke značné plantární flexi, která představuje 20°-25°. Plantární flexe trvá až do konce stejné fáze, tedy do momentu odrazu palce (Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007). Během fáze švihové je hlezenní kloub v pohybu a vrací se zpátky do dorzální flexe, kde se poloha hlezenního kloubu přibližuje neutrálnímu postavení. V této poloze jde pohyb dále až do momentu, než dojde k zahájení následujícího počátečního kontaktu. Pohyb v hlezenním kloubu se neodehrává jako dokonalá flexe a extenze v rovině sagitální, a to kvůli zešíkmení bimaleolární osy. Pohyby v sagitální rovině doprovází i pohyby ve frontální a transverzální rovině. Na pohyb v hlezenním kloubu má vliv rychlost provedení pohybu, se zvyšující se rychlostí se roste rozsah pohybu (Neumannová et al., 2015).

2.8.2 Kolenní kloub

Neumannová et al. (2015) uvádí, že velikost pohybu je v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi mezi 60-70°. Průběh lokomoce je definován prostřednictvím „dvou zhoupnutí“. Než dojde k zahájení počátečního kontaktu, tak se pozice v kolenním kloubu přibližuje naprosté extenzi. Po doteku chodidla s podložkou je rozsah flexe okolo 20°, jedná se o první flekční vlnu. Tahle flexe je důležitá vzhledem ke vstřebání nárazu. Při ukončení dorzální flexe v hlezenním kloubu nastává v cca 40 % krokového cyklu extenze kolenního kloubu. Ke konci jednoopporové fáze, když se pata odlepuje od podložky, vzrůstá flexe, tzv. druhá flekční vlna, která je důležitá z důvodu dokončení „odlepení“ chodidla od podložky při ukončení stejné fáze. Nejvyšší možná flexe, která je přibližně 50°-60° nastává ve fázi mezišvihů, v momentě kdy švihová končetina míjí tu stojnou. Účinkem této flexe dochází ke „zkrácení“ stejné nohy, které pomáhá k setrvání chodidla švihové nohy nad podložkou, tak, abychom se vyhnuli zakopnutí. Při dokončení krokového cyklu nastává pohotová extenze, která dosahuje maxima krátce před dotekem nohy s podložkou.

Rozsah odchylek v rovině frontální je minimum. Nejvyšší možná abdukce začíná při počátečním kontaktu a v pokračující fázi postupného zatěžování. Ve švihové fázi lze pozorovat addukci kolem 8°, zatímco kolenní kloub se dostává do neutrální polohy. Transverzální rovina je charakteristická rotací kosti holenní. Rotace je nepostradatelná z důvodu uzamykání a odemykání kloubu kolenního (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

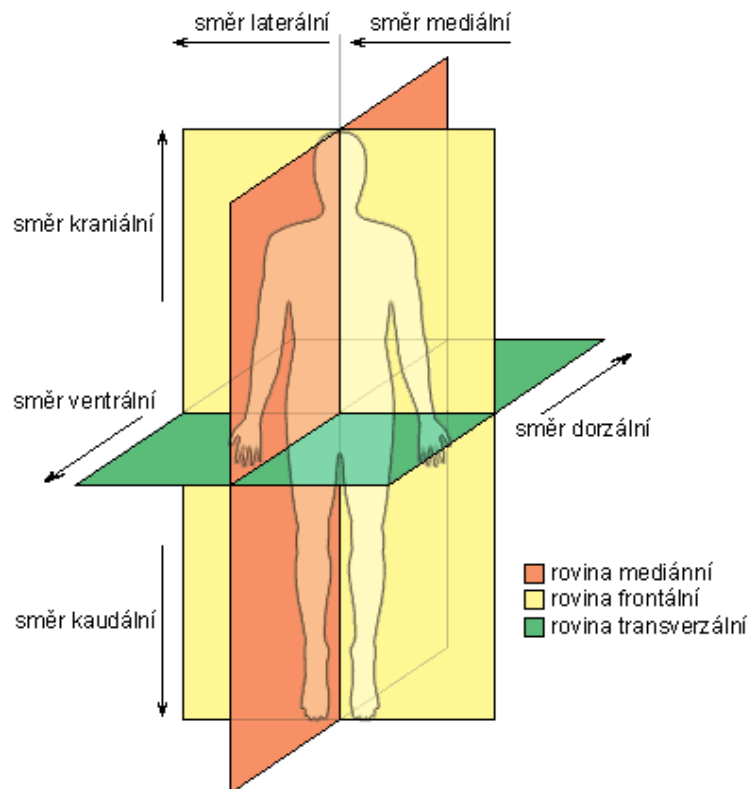
2.8.3 Kyčelní kloub

Velikost pohybu v kyčelním kloubu při chůzi v sagitální rovině je okolo 40° , ve frontální rovině je to přibližně 10° a v rovině transverzální kolem 12° . Lokomoce v sagitální rovině jsou poměrně snadné, jedná se o „jedno zhoupnutí“. Ve fázi počátečního kontaktu nejprve dochází k počáteční flexi, po které následuje extenze při kontralaterálním počátečním kontaktu, to představuje 50 % cyklu. Kompletní proces je zase ukončen flexí během švihové fáze. Nejvyšší hodnoty flexe 30° - 35° je docíleno v průběhu fáze konečného švihů. Nejvyšší hodnoty extenze 10° - 20° je dosaženo během počátečním kontaktu kontralaterálního chodidla (Kaufman & Sutherland, 2006).

2.8.4 Pánev

Svoboda et al. (2020) zmiňuje, že je nutné při chůzi monitorovat pohyb pánve. Z důvodu analýzy chůze je pánev mnohdy charakterizována pomocí čtyř bodů (pravý i levý přední horní trn kyčelní kosti a pravý i levý zadní horní trn kyčelní kosti). Díky těmto čtyř bodům je možno hodnotit náklon pánve v těchto rovinách:

- sagitální rovina – náklon,
- frontální rovina – úklon
- transverzální rovina – rotace.



Obrázek 5. Anatomické roviny lidského těla (Čihák & Grim, 2002).

V rovině sagitální je pánev v antevertzi. K nejvyšší hodnotě antevertze pánve dochází v konečném stoji a také v konečném švihů. Nejnižší hodnoty nastávají ve fázi postupného zatěžování a v předšvihové fázi (Neumannová et al., 2015).

Při úklonu pánve dochází ke zmenšení vertikálního pohybu trupu a k redukci energetické náročnosti chůze. Jeho rozsah se pohybuje okolo 5° na pravou i levou stranu. Na straně

odlehčené kontralaterální končetiny nastává pokles pánve, a to při fázi zatěžování. Pánev se dostává do neutrální pozice ve fázi mezistoje a v předšvihové fázi klesá na tu stranu končetiny, která se chystá k odrazu (Neumannová et al., 2015). Při počátečním kontaktu je pánev v nejvyšší možné dopředné rotaci. V navazující fázi, kterou představuje první polovina fáze mezistoje, se pánev zase vrací do neutrální pozice. Krokový cyklus postupuje rotací pánve dozadu. Její rozsah ve fázi konečného stoje je obdobný s rozsahem při počátečním kontaktu chodidla s podložkou (Kaufman & Sutherland, 2006).

2.9 Chůze z kopce

Podle Wanta et al. (1993) chůze z kopce, u které převažuje excentrická svalová kontrakce, vyžaduje při totožné rychlosti významně nižší VO_2 oproti chůzi do kopce nebo po rovině. Prentice et al. (2004) uvádí, že chůze po nakloněné rovině požaduje rozdílnou strategii lokomoce pro náležité umístění a udržení pozice segmentů dolních končetin, převážně pro podpornou a odrazovou funkci. Chapman (2008) doplňuje, že během chůze z kopce dochází ke snižování případné energie, která se přeměňuje v energii kinetickou. Aby nenastal moment nekontrolovaného zrychlení, je třeba snižovat tuhle energii, brzdit pohyb. To zapříčiňují svaly kloubů kyčelních, kolenních a hlezenních pomocí excentrické kontrakce. Excentrická kontrakce svalu, která vzniká při chůzi z kopce nebo při sestupování schodů, je schopna vyprodukovat větší sílu než koncentrická kontrakce svalu, a proto je chůze z kopce mechanicky účinnější nežli chůze do kopce. Nicméně pro člověka bývá chůze z kopce náročnější. Při chůzi z kopce je při excentrické kontrakci vyprodukována větší síla, leč prodloužení svalu je nepatrné, proto na chrupavky, vazy a taky svaly působí větší zátěž. Skurvydas et al. (2006) podotýká, že excentrická svalová kontrakce v porovnání se zatížením, kde převládá koncentrická svalová kontrakce, může skončit únavou, která je typická svalovou bolestí a snížením výkonu. Svalové poškození po excentrické kontrakci mnohdy vyústí ve svalovou únavu, snížení svalové síly (Proske & Allen, 2005) a snížení schopnosti nervového systému zaregistrovat změny, které vznikají ve svalech a uvnitř těla lokomocí a svalovou činností (Paschalis et al., 2008). Z důvodu vyššího rozsahu svalového poškození při chůzi z kopce s nesenou zátěží oproti chůzi po rovině nebo do kopce je nezbytné rovněž brát ohled na delší dobu zotavení kvůli kulminaci subjektivně vnímané svalové bolesti (Tamari et al., 2015).

Díky studií od Laye, Hasse a Gregora (2006), která se věnovala kinematickými veličinami při chůzi z kopce normální rychlostí u zdravých jedinců, se dozvídáme níže uvedené informace. Při chůzi z kopce zaznamenali zvýšení nejvyšší možné flexe v hlezenním kloubu v průběhu

stojné fáze ve srovnání s chůzí bez sklonu podložky. Na druhou stranu maximální flexe v hlezenním kloubu při švihové fázi byla menší. Chůze z kopce způsobuje větší flexi v kolenním kloubu v průběhu stojné fáze, díky které došlo ke snížení těžiště. Menší flexe nastává v kyčelním kloubu, a to nejen v první půlce stojné fáze, ale i během fáze švihové. Větší flexe byla shledána uprostřed stojné fáze.

Během chůze z kopce je nezbytné částečně zkrátit délku kroku a při došlapu více skrčit koleno stojné končetiny v závislosti na náklonu svahu. Koleno pravé i levé končetiny je pořád pokrčeno, a proto se těžiště těla snižuje. Švihová fáze nastává zvednutím zadní nohy a tím dochází k flexi kyčle, kolena a kotníku. Poté následuje extenze a končetina se stává opornou. Za zásadní svaly na oporné dolní končetině jsou považovány šikmý sval lýtkový, flexory kolena, čtyřhlavý sval stehenní a střední sval hýžd'ový, které vykonávají funkci v excentrické kontrakci, a proto je chůze z kopce subjektivně pocíťována jako náročnější. Dochází k většímu zatěžování funkce posturální než kardiovaskulární (Velé, 2006). Sovová et al. (2008) podotýká, že při obyčejné chůzi z kopce se energetický výdej snižuje přibližně o 25 % ve srovnání s chůzí do kopce.

2.10 Nesená zátěž

Nesení batohu se zátěží je v praxi běžně používáno, a to i v různých pracovních profesích (McCaig & Gooderson, 1986). Batoh je jednou z několika lehce dostupných možností pro přenos určitého nákladu, který často používají školáci, turisté a vojáci (Chansirinukor et al., 2001). Batoh se zátěží je nejčastěji umístěn na zádech s podporou ramenních popruhů a bederního pásu. Tato poloha se ukazuje jako nejefektivnější a nejpraktičtější umístěním pro vnější zátěž (Knapik, Reynolds, & Harman, 2004). Chansirinukor et al. (2001) doplňuje, že je batoh vnímán jako vhodný způsob zatížení těla, protože je těžiště batohu blízko těžiště těla a tím pádem dochází k zachování stability. Rekreační turisté obvykle nesou čtvrtinu až třetinu své tělesné hmotnosti (Butcher et al., 2007). Podle Martina a Nelsona (1986) můžeme zaregistrovat nemalé rozdíly při porovnávání mezi muži a ženami. Ve studii u výše zmíněných autorů došlo ke statisticky významné odchylce v přizpůsobení na zvýšení zátěže, která byla nesená na zádech, důvodem je rozdíl v hmotnosti mezi mužem a ženou. Několik přehledových studií o nesené zátěži dospělo k závěru, že možné rozhodující schopnosti nesení zátěže zahrnují věk, sílu, trénink, složení těla a pohlaví (Haisman, 1988; Knapik et al., 1996).

2.10.1 Vliv nesené zátěže na organismus

Při nesení zátěže je pozorován pozitivní vztah mezi hmotností zátěže a VO_2 , SF a plicní ventilací se zátěží do 30 kg (Borghols, Dresen, & Hollander, 1978).

Mechanika chůze, držení těla i energetický výdej jsou ovlivňovány zátěží, která je umístěna na těle (Heglund et al., 1995; Maloiy et al., 1986). Umístění batohu na hrudníku představuje problém pro normální mechaniku dýchání a předurčuje dýchací systém jako limitující faktor tolerance cvičení (Dominelli, Sheel, & Foster, 2012; Faghy & Brown, 2014).

Energetický výdej a vliv tělesné mechaniky ovlivňuje umístění zátěže v batohu. Dle studie Obusek et al. (1997) byl vyšší energetický výdej spojen se zátěží, která byla dána ve spodní části batohu a dále od těla. Nižší energetický výdej byl spojen se zátěží ve vrchní části batohu a poblíž těla. Zatímco jiná studie od Johnson et al. (2001), která používala téměř identické metody výzkumu, neobjevila rozdíly v energetickém výdeji s rozmístěním zátěže. Umístění zátěže v horní i dolní části zapříčiňuje náklon těla dopředu. Náklon těla vpřed je větší při umístění zátěže v dolní části batohu a to proto, že zátěž uložená ve spodnější části vyžaduje větší míru přední rotace těla v bocích a kotnících. Rotace těla je důležitá z důvodu přenesení těžiště batohu nad končetiny. Další rotace těla vpřed přispívá k přenášení těžiště těla nad přední polovinu dolních končetin. Zátěž, která se nachází v horní části batohu, vede k nestabilnímu držení těla, zatímco u umístění v dolní části batohu to není tak markantní. U mužů s vyšší postavou bylo zaznamenáno větší množství výkyvů těla, když stáli se zátěží (Bloom & Woodhull-McNeal, 1987; Johnson et al., 2001).

Příčinou vzestupu možného rizika zranění je batoh, který znamená vyšší hmotnost v oblasti trupu (Bell et al., 2000). S nesenou zátěží se pojí i zranění, které mohou nepříjemně ovlivňovat mobilitu osoby (Knapik et al., 1992; Reynolds et al., 1999).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Hlavním cílem této diplomové práce je hodnocení změn vybraných fyziologických parametrů a psychometrických ukazatelů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží u souboru zdravých žen.

3.1 Dílčí cíle

1. Hodnocení změn zvolených ventilačních parametrů při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží.
2. Hodnocení změn zvolených kardiovaskulárních parametrů při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží.
3. Hodnocení zaznačeného subjektivního vnímání zatížení a bolesti při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží.

3.2 Výzkumné otázky

1. Jak se bude odlišovat spotřeba kyslíku bez nesené zátěže a s nesenou zátěží?
2. Jak se bude odlišovat srdeční frekvence bez nesené zátěže a s nesenou zátěží?
3. Jak se bude odlišovat subjektivní vnímání zatížení při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží?
4. Jak se bude odlišovat subjektivní vnímání bolesti při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží?
5. Jak se bude odlišovat intenzita zatížení při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží?

4. METODIKA

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor byl složen z 15 zdravých žen ve věku 20 až 34 let. Jednalo se zpravidla o sportující dobrovolnice, které byly většinou studentky a současně byly do výzkumného souboru zařazeny výhradně nekuřačky. Ani jedna z dobrovolnic neměla během výzkumu zdravotní problémy a žádné další potíže, které by znemožňovaly průběh měření nebo negativně působily na validitu získaných dat. Všechny probandky byly informovány o podmínkách výzkumu, sledovaných parametrech a časových požadavcích výzkumu. Dále byly poučeny o životosprávě před měřeními a podepsaly informovaný souhlas s jeho průběhem. Výzkum se uskutečňoval v dubnu a květnu roku 2022 jako součást projektu IGA_FTK_2022, který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury. Fyziologické a somatické parametry výzkumného souboru jsou předkládány v níže uvedené tabulce 1.

Tabulka 1. Fyziologické a somatické charakteristiky výzkumného souboru (n = 15)

	M	SD
Věk (roky)	24,13	3,70
Tělesná výška (cm)	169,40	7,69
Tělesná hmotnost (kg)	63,20	8,00
BMI (kg/m ²)	22,03	2,32
SFklid (tep/min)	57,60	5,29
SFmax (tep/min)	196,93	2,58
MTR (tep/min)	139,33	6,48
přidaná zátěž (kg)	9,48	1,20
VLC (l)	4,20	0,59
VLC (%)	106,53	10,95
FEV1 (l)	3,58	0,33
FEV1 (%)	104,60	10,03

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, BMI – body mass index, SFklid – klidová tepová frekvence, SFmax – maximální tepová frekvence, MTR – maximální tepová rezerva, VLC – vitální kapacita plic, FEV1 – jednosekundová vitální kapacita

4.2 Design studie a standardizace podmínek

Výzkumné měření se odehrávalo ve fyziologické laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Fyziologická laboratoř se nalézá v Olomouci v nadmořské výšce přibližně 260 m a teplota prostředí byla vždy mezi 23-24 °C při vzdušné vlhkosti 40–60 %. V průběhu měření byl tlak vzduchu přibližně 980 hPa. Veškerá měření se prováděla pokaždé mezi 9:00 a 15:30. Všechny dobrovolnice byly instruovány a obeznámeny s faktory, které mohou působit na ANS a SF a měly za povinnost před měřením vynechat konzumaci kofeinu a dalších látek, které by mohly ovlivňovat výsledky měření. Současně bylo nezbytné alespoň 24 hodin před měřením vynechat obtížnější pohybovou aktivitu. Všechny probandky se zúčastnily dvou měření v průběhu 20 dnů s alespoň dvoudenním odstupem mezi dílčími měřeními.

Dobrovolnice se celkově účastnily dvou měření. První polovina probandek začala měření bez nesené zátěže a druhá polovina začínala s nesenou zátěží. Participantky byly informovány o průběhu měření. V prvním měření byla zjištěna tělesná výška a hmotnost u každé probandky a také jsme díky spirometrii zjistili hodnoty VLC. Již v prvním a následně i ve druhém měření docházelo ke sběru dat vybraných ventilačních a kardiovaskulárních parametrů při chůzi bez a s nesenou zátěží. Negativním sklon podložky (běžeckého pásu) byl nastaven na -15 %. Probandky byly při výzkumném měření ve sportovním oblečení a sálové obuvi. Z důvodu standardizace podmínek měly nasazenou totožnou masku u obou měření, aby byl zachován stejný tzv. mrtvý prostor při měření. První i druhé měření bylo zaměřeno na chůzi na běhátku při rychlosti 3, 5 a 7 km/h a sklonu pásu -15 %. Chůze trvala 15 minut, z toho prvních 5 minut se jednalo o chůzi rychlostí 3 km/h, dalších 5 minut byla rychlost chůze zvýšena na 5 km/h a posledních 5 minut byla rychlost nastavena na 7 km/h. Na konci každého pětiminutového úseku probandky zaznačovaly místo na 10cm úsečce VAS škály svalovou bolest, kterou pociťovaly a také hlásily číslo na Borgově škále 0-10, která odpovídá vnímanému úsilí. Nesená zátěž představovala 15 % tělesné hmotnosti probandky a byla umístěna v kvalitním sportovním batohu, který měla probandka nasazena na zádech. Hmotnost batohu byla jednotlivě pro každou probandku modifikována a dovažována prostřednictvím PET lahví s vodou a kontrolována na váze. Druhé měření probíhalo podobně jako první, jedinou odlišností byla přidaná nesená zátěž umístěna na zádech probandky.



Obrázek 6. Probandka při chůzi na běhátku bez nesené zátěže a s nesenou zátěží

4.3 Měřicí přístroje

Každá probandka podstoupila základní antropometrické měření, konkrétně měření tělesné výšky (cm) a tělesné hmotnosti (kg), měřeno díky využití SOEHNLE 7307 (Leifheit, Nassau, Německo).

Spirometrie byla prováděna kalibrovanými přístroji (Spirostik se softwarem Blue Cherry; Geratherm Respiratory, Bad Kissingen, Německo) z důvodu zhodnocení VLC a FEV1 každé probandky. Výsledné hodnoty byly přepočítány dle plochy povrchu těla (%).

K výzkumnému měření byl využíván běžecský pás Technogym (Cesena, Itálie), model Runrace HC 1200.

Během experimentálního měření byla SF měřena nepřetržitě pomocí hrudního pásu (Polar, Kempele, Finsko).

V průběhu experimentálních měření byla zaznamenávána dechová ventilace (Ergostik se softwarem Blue Cherry; Geratherm Respiratory, Bad Kissingen, Německo). Postupně byly měřeny hodnoty dechového objemu, dechové frekvence a VE.

Hodnocení vnímaného úsilí bylo zaznamenáváno na konci každého pětiminutového úseku. K posuzování námahy byla využita Borgova škála. Sám autor popisuje vnímané úsilí jako definici pocitu, jak náročný a vyčerpávající úkol je (Borg, 1998). Borgova škála je číselná stupnice, která subjektivně vyhodnocuje pocity zatížení jedince při nejrůznějších pohybových činnostech. V praxi je často používána patnáctistupňová škála v rozsahu od 6–20 bodů (Čechovská & Dobrý, 2008). V téhle diplomové práci byla využita Borgova škála, která měla měřítko 0-10 (Borg, 1998). Probandky byly instruovány, aby správně vyjádřily číselnou hodnotu.

Rating	Descriptor
0	Rest
1	Very, Very Easy
2	Easy
3	Moderate
4	Somewhat Hard
5	Hard
6	.
7	Very Hard
8	.
9	.
10	Maximal

Obrázek 7. Borgova škála (Maupin et al., 2019)

Svalová bolest byla zaznamenávána na konci každého pětiminutového úseku. K posuzování sloužila VAS škála. VAS škála je úsečka, na které leží postupně čísla od 0 do 10, které jsou vzdálené od následujícího čísla vždy o jeden centimetr. Lze najít rozmanité formy škály, které se odlišují průběhem úsečky, ale i využitím barev. Nejvíce se používá vodorovná úsečka, jejíž krajní body vykreslují na straně levé stav úplně bez bolesti a na straně pravé nejvyšší možnou představitelnou bolest. Úsečky bývají hojně doplňovány emotikony, které vyobrazují výrazy obličejů od stavu pohody až do stavu největší bolesti. Občas se také používá svislá úsečka, jež se podobá teploměru. Je prozkoumáno, že VAS škálu je možno předkládat dětem i dospělým (Rokyta, 2012). Každý jedinec bolest hodnotí značně individuálně, a proto je u čísla přidělen

i slovní popis (0- žádná bolest, 1-3= mírná bolest, 4-6= střední bolest, 7-9 = velmi silná bolest, 10 = největší bolest jakou si jedinec dokáže představit) (Gabrhelík & Pieran, 2012). Zásadní je kontrola jedince, aby byla metoda používána správným způsobem a aby jí rozuměl. VAS škála je hojně využívána při nejrůznějších výzkumech (Gabrhelík & Pieran, 2012; Pokorná et al., 2013).

Vizuální analogová škála



Obrázek 8. Vizuální analogová a obličejová škála (Nemocnice Na Homolce, 2017).

4.4 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování naměřených dat byl použit software Statistica 13.4 od společnosti Tibco software z roku 2018. Byl uskutečněn výpočet základních statistických veličin (průměr, směrodatná odchylka) a vnitroskupinové porovnání prostřednictvím párového T-testu. Pro porovnávání neparametrických dat (Borgova škála, VAS škála) byl využit Wilcoxonův test. Hladina statistické významnosti byla určena na $p < 0,05$.

5. VÝSLEDKY

5.1 Srdeční frekvence

Z Tabulky 2 si lze všimnout signifikantních změn SF mezi naměřenými hodnotami při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží. Při rychlosti 3 km/h došlo k průměrnému nárůstu SF při chůzi s nesenou zátěží o 10 tepů za minutu neboli nárůst o 11,9 %. Při rychlosti 5 km/h došlo k průměrnému nárůstu SF při chůzi s nesenou zátěží o 9 tepů za minutu neboli nárůst o 9,7 %. Při rychlosti 7 km/h došlo k průměrnému nárůstu SF při chůzi s nesenou zátěží o necelých 16 tepů za minutu neboli nárůst o 13,4 %. Batoh, který představoval nesenou zátěž, tedy způsobil nárůst SF o cca 10-13 % v závislosti na rychlosti chůze s negativním sklonem.

Tabulka 2. Hodnoty SF s batohem i bez batohu u souboru žen (n=15)

	M	SD	t	p
3 km/h B	89,33	9,12	3,995	0,001*
3 km/h S	100,00	12,11		
5 km/h B	100,00	9,02	3,138	0,007*
5 km/h S	109,67	13,50		
7 km/h B	117,80	11,26	5,720	0,001*
7 km/h S	133,60	15,22		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží, * - statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$

5.2 Minutová spotřeba kyslíku

Tabulka 3 dokládá signifikantní změny VO_2 mezi naměřenými hodnotami při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží. S nesenou zátěží došlo při rychlosti 3 km/h k nárůstu VO_2 o 0,97 ml/kg/min neboli nárůst o 13,1 %. S nesenou zátěží došlo při rychlosti 5 km/h k nárůstu VO_2 o 1,33 ml/kg/min neboli nárůst o 14 %. S nesenou zátěží došlo při rychlosti 7 km/h k nárůstu VO_2 o 2,22 ml/kg/min neboli nárůst o 14,8 %. Batoh, který představoval nesenou zátěž, způsobil nárůst VO_2 okolo 13-14 % v závislosti na rychlosti chůze s negativním sklonem.

Tabulka 3. Hodnoty VO_2 s batohem i bez batohu u souboru žen (n=15)

	M	SD	t	p
3 km/h B	7,40	0,76	3,760	0,002*
3 km/h S	8,37	1,02		
5 km/h B	9,53	0,91	4,195	0,001*
5 km/h S	10,86	1,24		
7 km/h B	15,03	1,58	6,990	0,001*
7 km/h S	17,25	1,94		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží, * - statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$

5.3 Respirační kvocient

Tabulka 4 potvrzuje signifikantní změny RQ mezi naměřenými hodnotami při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží až při rychlosti 7 km/h. Při rychlosti 3 km/h a 5 km/h jsou hodnoty RQ, tedy poměru CO₂/O₂, srovnatelné.

Tabulka 4. Hodnoty RQ s batohem i bez batohu u souboru žen (n=15)

	M	SD	t	p
3 km/h B	0,88	0,08	1,183	0,256
3 km/h S	0,91	0,09		
5 km/h B	0,88	0,06	1,101	0,289
5 km/h S	0,90	0,08		
7 km/h B	0,87	0,08	3,288	0,005*
7 km/h S	0,93	0,07		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží, * - statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$

5.4 Ventilace

Tabulka 5 poukazuje na signifikantní změny VE mezi naměřenými hodnotami při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží. S nesenou zátěží došlo při rychlosti 3 km/h k nárůstu VE o 2,8 l/min neboli nárůst o 17,9 %. S nesenou zátěží došlo při rychlosti 5 km/h k nárůstu VE o 3,47 l/min neboli nárůst o 18,3 %. S nesenou zátěží došlo při rychlosti 7 km/h k nárůstu VE o 5,87 l/min neboli nárůst o 20,2 %. Batoh, který představoval nesenou zátěž, způsobil nárůst VE kolem 18-20 % v závislosti na rychlosti chůze s negativním sklonem.

Tabulka 5. Hodnoty VE s batohem i bez batohu u souboru žen (n=15)

	M	SD	t	p
3 km/h B	15,60	3,38	3,862	0,002*
3 km/h S	18,40	2,75		
5 km/h B	19,00	3,25	3,520	0,003*
5 km/h S	22,47	3,50		
7 km/h B	29,20	4,87	6,140	0,001*
7 km/h S	35,07	6,37		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, t – párový t-test, p – hladina statistické významnosti, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží, * - statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$

5.5 Vizualní analogová škála

Hladina statistické významnosti roste se stupňující se rychlostí. Čím větší rychlost chůze bez nesené zátěže i s nesenou zátěží, tím větší rozdíl ve VAS škále. Při chůzi rychlostí 3 km/h nedochází k významnému rozdílu ve svalové bolesti mezi nesenou zátěží a bez nesené zátěže. Nejedná se o izolovaná měření. Při chůzi rychlostí 7 km/h může jedinec vnímat svalovou bolest, která byla vytvořena již při chůzi rychlostí 3 a 5 km/h. Svalová bolest může narůstat nejen z důvodu rychlosti, ale také kvůli času.

Tabulka 6. Hodnoty VAS škály (n=15)

	M	SD	Me	IQR	Z	p
3 km/h B	0,17	0,23	0,10	0,20	0,357	0,721
3 km/h S	0,21	0,37	0,00	0,20		
5 km/h B	0,47	0,57	0,10	1,10	2,157	0,031*
5 km/h S	0,69	0,73	0,40	1,40		
7 km/h B	1,34	1,16	1,40	1,50	2,628	0,009*
7 km/h S	2,17	1,69	2,60	3,20		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me - medián, IQR – interkvartilové rozpětí, Z - Wilcoxonův test, p – hladina statistické významnosti, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží, * - statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$

5.6 Borgova škála

Subjektivní vnímání tělesné zátěže rostlo spolu s rychlostí chůze a také s nesenou zátěží. Průměrně při chůzi rychlostí 3 km/h byla zátěž probandkami vnímána jako „klid, nic nepocítuji“. Průměrně při chůzi rychlostí 5 km/h došlo ke změně vnímání zátěže. Probandky vnímaly zátěž jako „velmi, opravdu velmi jednoduchou“. Průměrně při chůzi rychlostí 7 km/h byla zátěž vnímána mezi jednoduchou až mírnou. Průměrná hodnota nepřekročila 3 body, a proto byla tělesná zátěž subjektivně vnímána jako mírná. Statisticky významný rozdíl mezi chůzí bez nesené zátěže a s nesenou zátěží nastává až od 5 km/h.

Tabulka 7. Hodnoty Borgovy škály (n=15)

	M	SD	Me	IQR	Z	p
3 km/h B	0,20	0,41	0,00	0,00	1,604	0,109
3 km/h S	0,53	0,92	0,00	1,00		
5 km/h B	0,73	0,80	1,00	1,00	2,521	0,012*
5 km/h S	1,40	1,18	1,00	1,00		
7 km/h B	2,13	1,30	2,00	2,00	2,251	0,024*
7 km/h S	2,80	1,82	3,00	4,00		

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me - medián, IQR – interkvartilové rozpětí, Z – Wilcoxonův test, p – hladina statistické významnosti, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží, * - statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$

5.7 Intenzita zatížení

Výpočet intenzity zatížení byl dle Karvonenovy rovnice. Jedná se o odhad %VO₂max pomocí MTR. Intenzita zatížení odhadovaná z hodnoty MTR při chůzi rychlostí 3 km/h činila průměrně cca 23 % VO₂max, zatímco při stejné rychlosti s nesenou zátěží 30 %. Při rychlosti 5 km/h se průměrná intenzita zatížení pohybovala bez nesené zátěže okolo 30 % VO₂max, s nesenou zátěží 37 %. Lze tedy říci, že se odezva organismu při 3 km/h s nesenou zátěží podobá chůzi rychlostí 5 km/h bez nesené zátěže. Co se týká nejvyšší sledované rychlosti chůze, průměrně při 7 km/h činila intenzita zatížení 43 %, zatímco se zátěží v průměru 55 %, přičemž maximální individuální hodnoty se blížily až téměř 70 %.

Tabulka 8. Intenzita zatížení (n=15)

	M	min	max	SD
3 km/h B	22,78	13,57	33,33	5,63
3 km/h S	30,39	17,78	43,06	8,05
5 km/h B	30,42	19,29	39,06	5,80
5 km/h S	37,38	22,86	50,00	8,80
7 km/h B	43,30	25,71	56,25	7,14
7 km/h S	54,59	33,57	68,57	10,14

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, min - minimum, max - maximum, SD – směrodatná odchylka, B – bez nesené zátěže, S – s nesenou zátěží

6. DISKUZE

Účelem práce bylo posouzení změn vybraných fyziologických parametrů a psychometrických ukazatelů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží u souboru zdravých žen. Problematikou nesené zátěže se zabývá velké množství studií, a proto lze na tuhle problematiku nahlížet z více úhlů pohledu. Studie můžeme rozdělit dle toho, co zkoumají. Rozdělení studií, které zkoumají, jakým způsobem je zátěž nesena, například nesení zátěže pouze v jedné ruce, nesení na zádech (Abe, Yanagawa, Niihata, 2004; Abe, Muraki, Yasukouchi, 2008; Attwells, Birrell, Hooper et al., 2006; Huang & Kuo, 2014; Simpson, Munro, Steele, 2011), současně na zádech i na hrudníku nebo kombinace.

Sklon běžeckého pásu byl nastaven na -15 %. Nesená zátěž představovala 15 % tělesné hmotnosti probandky a byla umístěna v kvalitním batohu. Měření probíhalo ve dvou oddělených situacích. Jednou během chůze s nesenou zátěží a podruhé během chůze bez nesené zátěže. Dosažené výsledky jsou prezentovány v jednotlivých tabulkách, více v kapitole 5.

Nesená zátěž představovala průměrně 9,48 kg. Batoh, ve kterém byla zátěž nesena, způsobil nárůst SF o zhruba 10-13 % v závislosti na rychlosti chůze s negativním sklonem. Larsson et al. (2022), kteří dospěli k podobným výsledkům, taktéž ve studii aplikovali chůzi s nesenou zátěží o velikosti 15 % tělesné hmotnosti a rychlostí běžeckého pásu 5,4 a 8 km/h, ale jednalo se o chůzi po rovině. Dále studie Faghy et al. (2016), kteří zkoumali mimo jiné chůzi rychlostí 6,5 km/h s nesenou zátěží 10 kg, dospěla k obdobným výsledkům, ačkoliv se taktéž jednalo o chůzi po rovině. Nárůst SF je logický z důvodu nesené zátěže, která klade větší nároky na VO_2 . Statisticky významné odezvy byly odhaleny i u ventilačních parametrů, což taktéž není překvapením kvůli nesené zátěži. VO_2 vzrostla okolo 13-14 % v závislosti na rychlosti chůze a VE vzrostla o 18-20 %. Podle Looney et al. (2018), jejichž studie se věnovala rozdílům mezi ventilačními parametry a SF při pohybové aktivitě s přidanou zátěží, klade nesená zátěž zvýšené požadavky na kardiovaskulární a respirační systém, čímž je v souladu s našimi výsledky. I studie Borgholse et al. (1978), která se zabývala vlivem chůze s nesenou zátěží na kardiovaskulární a respirační systém, dokazuje zvýšené nároky na VO_2 , SF a VE. Taktéž studie Chatterjee et al. (2018) mimo jiné potvrzuje zvýšené nároky na VO_2 , SF i VE při chůzi s nesenou zátěží při chůzi z kopce. Hill (2020) podotýká, že zvýšení VO_2 nastává až od jisté rychlosti chůze, kterou uvádí 5,3 km/h a jistého stupně negativního sklonu, kterým je podle

autora -15 %. Z výsledků naší studie je patrné, že odezva organismu při 3 km/h s nesenou zátěží se podobá chůzi rychlostí 5 km/h bez nesené zátěže.

Dle Skurvydase et al. (2006) může excentrická svalová kontrakce (v našem případě chůze z kopce) skončit únavou, pro kterou je charakteristická svalová bolest a pokles výkonu v porovnání se zatížením, kde převládá koncentrická svalová kontrakce. U VAS škály byla statisticky významná hodnota dosažena až od 5 km/h, stejně tak i v případě Borgovy škály. Probandky nepocitovaly celkovou zátěž vyšší než mírnou (moderate). Průměrné hodnocení Borgovy škály nepřesáhlo hranici 3 bodů, což znamená, že subjektivně vnímané zatížení bylo pocíťováno jako mírné. Jednou z příčin nízkých hodnot Borgovy škály může být relativně krátká délka zatížení jednotlivých měření. Subjektivně vnímané úsilí je velmi obtížné měřit s absolutní přesností. Na zaznamenané hodnoty může mít do značné míry vliv stav organismu probandky, například psychika, únava, a proto, že testy byly provedeny ve dvou různých dnech, mohlo dojít k ovlivnění „stejného“ hodnocení vnímaného úsilí. Jako hlavní výhody použití Borgovy škály patří snadná a nenáročná aplikovatelnost jak v terénu, tak i na místě, kde není možné s přesností monitorovat a regulovat aktuální zatížení organismu jedince. Další výhodou škály je, že nejen nevyužívá přístrojové techniky, ale že se nejedná ani o invazivní metodu (Noble & Robertson, 1996). V momentě, kdy relativně vyjádříme objektivně měřitelné parametry intenzity zátěže, má Borgova škála podstatnou korelaci. Hlavně v zahraničí je Borgova škála hojně využívána pro subjektivní hodnocení a regulování intenzity zátěže (Borg, 1998; Noble & Robertson, 1996).

Limitem práce je délka zatížení, kdy byly použity pětiminutové úseky. Bylo by vhodné použít déletrvající zatížení kvůli vlivu na hodnocení svalové bolesti a subjektivní vnímání tělesné zátěže. V následujících studiích by bylo možné pracovat se zátěží s větším % tělesné hmotnosti, větším sklonem podložky anebo větší rychlostí chůze pro vyvolání větší odezvy organismu. V neposlední řadě by další studie mohly být věnovány jiným skupinám populace.

7. ZÁVĚRY

Hlavním cílem předkládané práce bylo hodnocení změn organismu při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží u souboru zdravých žen a na základě téhle studie bylo zjištěno:

- Vlivem nesené zátěže došlo k nárůstu SF o cca 10-13 % v závislosti na rychlosti chůze.
- Nesená zátěž způsobila nárůst VO_2 okolo 13-14 % v závislosti na rychlosti chůze.
- Signifikantní změny RQ mezi naměřenými hodnotami při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží lze zaznamenat až při rychlosti 7 km/h.
- Batoh, který představoval nesenou zátěž, způsobil nárůst VE kolem 18-20 % v závislosti na rychlosti chůze.
- Hladina statistické významnosti u VAS škály roste se stupňující se rychlostí. Čím větší rychlost chůze, bez nesené zátěže i s nesenou zátěží, tím větší rozdíl ve VAS škále.
- Subjektivní vnímání tělesné zátěže rostlo spolu s rychlostí chůze a také s nesenou zátěží. Průměrná hodnota nepřekročila 3 body, a proto byla daná tělesná zátěž subjektivně vnímána jako mírná.
- Odezva organismu při 3 km/h s nesenou zátěží se podobá chůzi rychlostí 5 km/h bez nesené zátěže.
- Průměrně při chůzi 7 km/h činila intenzita zatížení 43 %, zatímco se zátěží v průměru 55 %, přičemž maximální individuální hodnoty se blížily až téměř 70 %.

8. SOUHRN

Hlavním cílem této diplomové práce bylo hodnocení změn vybraných fyziologických parametrů a psychometrických ukazatelů při chůzi s negativním sklonem a nesenou zátěží u souboru zdravých žen. Sběr dat probíhal ve dvou oddělených situacích. Jednou během chůze s nesenou zátěží a podruhé během chůze bez nesené zátěže.

Veškerá měření se uskutečňovala v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Výzkumný soubor představuje patnáct žen. Jednalo se o ženy v průměrném věku $24,13 \pm 3,7$ let s průměrnou tělesnou výškou $169,40 \pm 7,69$ cm a průměrnou hmotností $63,20 \pm 8$. Nesená zátěž byla určena na 15 % tělesné hmotnosti. Data byla sbírána během chůze na běžeckém pásu TechnoGym (Cesena, Itálie), model Runrace HC 1200.

Z výsledků vyplývá, že nesená zátěž (batoh) způsobí nárůst SF o přibližně 10-13 % v závislosti na rychlosti chůze s negativním sklonem. Taktéž nesená zátěž vyvolá nárůst VO_2 13-14 % v závislosti na rychlosti chůze. Při rychlosti 3 km/h a 5 km/h jsou hodnoty RQ srovnatelné a signifikantních změn RQ mezi naměřenými hodnotami při chůzi bez nesené zátěže a s nesenou zátěží si lze všimnout až při rychlosti 7 km/h. Batoh způsobil nárůst VE zhruba 18-20 % v závislosti na rychlosti chůze. Hodnocení svalové bolesti roste se stupňující se rychlostí. Čím větší rychlost chůze, bez i s nesenou zátěží, tím větší rozdíl ve VAS škále. Podobně je tomu tak u Borgovy škály. Subjektivní vnímání tělesné zátěže roste spolu s rychlostí chůze a také s nesenou zátěží. Daná tělesná zátěž byla subjektivně vnímána jako mírná. Průměrná hodnota nepřesáhla 3 body. Odezva organismu při 3 km/h s nesenou zátěží se podobá chůzi rychlostí 5 km/h bez nesené zátěže. Průměrně při chůzi 7 km/h činila intenzita zatížení 43 %, zatímco se zátěží v průměru 55 %, přičemž maximální individuální hodnoty se blížily až téměř 70 %.

Z globálního pohledu se intenzita zatížení způsobená chůzí o rychlosti 3, 5 a 7 km/h s nesenou zátěží, která byla určena na 15 % tělesné hmotnosti ukazuje jako mírná, nízká.

9. SUMMARY

The main goal of this master thesis was to evaluate changes in selected physiological parameters and psychometric indicators during walking with a negative slope and carried load in a group of healthy women. Data collection took place in two separate situations. Once during a walk with a carried load and the second time during a walk without a carried load.

All measurements were performed in the laboratory of the Faculty of Physical Culture, Palacký University in Olomouc. The research group consists of fifteen women. These were women with an average age of 24.13 ± 3.7 years and an average body height of 169.40 ± 7.69 cm and an average weight of 63.20 ± 8 . The load carried was determined to be 15 % of body weight. Data were collected while walking on a TechnoGym treadmill (Cesena, Italy), model Runrace HC 1200.

The results show that the carried load (backpack) causes an increase in HR by approximately 10-13 % depending on the walking speed on a negative slope. Also, the carried load will cause an increase in VO_2 of 13-14 % depending on a walking speed. At speeds of 3 km/h and 5 km/h, the RQ values are comparable and significant changes in the RQ between the measured values during walking without a load and with a load can be observed only at a speed of 7 km/h. The backpack caused an increase in VE of about 18-20 % depending on walking speed. The assessment of muscle pain increases with an increasing speed. The higher the walking speed was, without or with the carried load, the greater the difference in the VAS scale could we observe. The same is true of the Borg scale. Subjective perception of physical activity increases with a walking speed and also with a carried load. The given physical load was subjectively perceived as mild. The average value did not exceed 3 points. The body's response at 3 km/h with a carried load is similar to walking at 5 km/h without a carried load. On average during walking 7 km/h the load intensity was 43 %, while with an average load of 55 %, the maximum individual values approached almost 70 %.

From a global perspective, the intensity of the load caused by walking at speeds of 3, 5 and 7 km/h with a carried load, which was determined to be 15 % of body weight, appears to be moderate, low.

10. REFERENČNÍ SEZNAM

- Abe, D., Yanagawa, K., & Niihata, S. (2004). Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Applied Ergonomics*, 35(4), 329-335.
- Abe, D., Muraki, S., & Yasukouchi, A. (2008). Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. *Applied Ergonomics*, 39(3), 392-398.
- Adams, J. M. (2006). Gait analysis: Clinical decision making. *Human Walking*, 165-183.
- Albright, C., & Thompson, D. L. (2006). The effectiveness of walking in preventing cardiovascular disease in women: A review of the current literature. *Journal of Women's Health*, 15(3), 271-280.
- Bell, N. S., Mangione, T. W., Hemenway, D., Amoroso, P. J., & Jones, B. H. (2000). High injury rates among female army trainees: a function of gender?. *American Journal of Preventive Medicine*, 18(3), 141-146.
- Bernardi, L., Passino, C., Serebrovskaya, Z., Serebrovskaya, T., & Appenzeller, O. (2001). Respiratory and cardiovascular adaptations to progressive hypoxia / Effect of interval hypoxic training. *European Heart Journal*, 22, 879-886.
- Bloom, D., & Woodhull-McNeal, A. P. (1987). Postural adjustments while standing with two types of loaded backpack. *Ergonomics*, 30(10), 1425-1430.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign: Human Kinetics.
- Borghols, E. A. M., Dresen, M. H. W., & Hollander, A. P. (1978). Influence of heavy weight carrying on the cardiorespiratory system during exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 38(3), 161-169.
- Botek, M., Neuls, F., Klimešová, I., & Vyhnánek, J. (2017). *Fyziologie pro tělovýchovné obory: vybrané kapitoly (1.díl)*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232-238.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (Eds.). (1996). *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. London: Arnold.

- Butcher, S., Jones, R., Mayne, J., Hartley, T., & Petersen, S. (2007). Impaired exercise ventilatory mechanics with the self-contained breathing apparatus are improved with heliox. *European Journal of Applied Physiology*, 101(6), 659-669.
- Čechovská, I. & Dobrý, L. (2008). Borgova škála subjektivně vnímané námahy a její využití. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 74(3), 37-45.
- Čevela, R., Kalvach, Z., & Čeledová, L. (2012). *Sociální gerontologie, úvod do problematiky*. Praha: Grada.
- Čihák, R., & Grim, M. (2002). *Anatomie 2*. (2nd ed.). Praha: Grada.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3*. (3rd ed.). Praha: Grada.
- Dominelli, P. B., Sheel, A. W., & Foster, G. E. (2012). Effect of carrying a weighted backpack on lung mechanics during treadmill walking in healthy men. *European Journal of Applied Physiology*, 112(6), 2001–2012.
- Dýrová, J., & Lepková, H. (2008). *Kardiofitness: Vytrvalostní aktivity v každém věku*. Praha: Grada.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Faghy, M. A., & Brown, P. I. (2014). Thoracic load carriage-induced respiratory muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology* 114(5), 1085-1093.
- 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.
- Frömel, K., Novosad, J., & Svozil, Z. (1999). *Pohybová aktivita a sportovní zájmy mládeže*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Gabrhelík, T., & Pieran, M. (2012). Léčba pooperační bolesti. *Interní medicína pro praxi* 14 (1), 23-25.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: MacKeith Press.
- Gúth, A. (2004). *Vyšetřovací metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth.
- Haisman, M. F. (1988) Determinants of load carrying ability. *Applied Ergonomics*, 19, 111-121.

- Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M., & Cavagna, G. A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, *375*(6526), 52-54.
- Hegrová, V. (2001). *Vliv obuvnických materiálů a konstrukce obuvi na zdravý vývoj dětských nohou*. Disertační práce, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Zlín.
- Hill, M. W., Hosseini, E. A., McLellan, A., Price, M. J., Lord, S. R., & Kay, A. D. (2020). Delayed impairment of postural, physical, and muscular functions following downhill compared to level walking in older people. *Frontiers in Physiology*, *11*, 544559.
- Huang, T. W. P., & Kuo, A. D. (2014). Mechanics and energetics of load carriage during human walking. *Journal of Experimental Biology*, *217*(4), 605-613.
- Hušek, P., Pacovský, J., Holub, L., Košina, J., & Broďák, M. (2014). Arteriální hypertenze a benigní hyperplazie prostaty. *Urologie pro praxi*, *15*(5), 219–220.
- Chaloupka, V., Elbl, L., Nehyba, S., & Tomášková, I. (2003). Pohybová aktivita u nemocných s kardiovaskulárním onemocněním. *Kardiologická Revue*, *1*, 16-20.
- Chansirinukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., & Dansie, B. (2001). Effects of backpacks on students: Measurements of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy* *47*, 110-116.
- Chapman, A. E. (2008). *Biomechanical analysis of fundamental human movements*. Champaign: Human Kinetics.
- Chatterjee, S., Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., Sen, S., & Pal, M. (2018). Effect of heavy load carriage on cardiorespiratory responses with varying gradients and modes of carriage. *Military Medical Research*, *5*(1), 1-7.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (2006). Human locomotion. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Johnson, R. C., Pelot, R. P., Doan, J. B., & Stevenson, J. M. (2001). *The effect of load position on biomechanical and physiological measures during a short duration march*. Paper presented at the RTO Meeting Proceedings 56: Soldier Mobility: Innovations in Load Carriage System Design and Evaluation, Kingston, Canada.
- Kaufman, K. R., & Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of normal human walking. *Human Walking*, *3*, 33-51.

- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier Health Sciences.
- Kohlíková, E. (2004). *Fyziologie člověka: učební texty pro trenérskou školu FTVS UK v Praze*. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Knapik, J., Reynolds, K., Staab, J., Vogel, J. A., & Jones, B. (1992). Injuries associated with strenuous road marching. *Military Medicine*, 157(2), 64-67.
- Knapik, J., Harman, E., & Reynolds, K. (1996). Load carriage using packs: A review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Applied Ergonomics* 27, 207-216.
- Knapik, J., Reynolds, K. L., & Harman, E. (2004). Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military Medicine*, 169(1), 45–56.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyziologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Larsson, J., Dencker, M., Bremander, A., & Olsson, M. C. (2022). Cardiorespiratory responses of load carriage in female and male soldiers. *Applied Ergonomics*, 101, 103710.
- Latash, M. L. (1998). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Lay, A. N., Hass, C. J., & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1621-1628.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's gait analysis* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Looney, D. P., Santee, W. R., Blanchard, L. A., Karis, A. J., Carter, A. J., & Potter, A. W. (2018). Cardiorespiratory responses to heavy load carriage over complex terrain. *Applied Ergonomics*, 73, 194-198.
- Maloiy, G. M. O., Heglund, N. C., Prager, L. M., Cavagna, G. A., & Taylor, C. R. (1986). Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way?. *Nature*, 319(6055), 668-669.
- Martin P. E., Nelson R. C. (1986). The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, 29, 1191-1202.
- Maupin, D., Schram, B., & Orr, R. (2019). Tracking training load and its implementation in tactical populations: A narrative review. *Strength & Conditioning Journal*, 41(6), 1-11.

- Mayer, M. (2000). Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 66-73.
- McCaig, R. H., & Gooderson, C. Y. (1986). Ergonomic and physiological aspects of military operations in a cold wet climate. *Ergonomics*, 29(7), 849-857.
- Mescher, A. (2013). Junqueira's basic histology (13th ed.). New York: McGraw-Hill Medical.
- Miff, S. C., Childress, D. S., Gard, S. A., Meier, M. R., & Hansen, A. H. (2005). Temporal symmetries during gait initiation and termination in nondisabled ambulators and in people with unilateral transtibial limb loss. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(2), 175-182.
- Nemocnice Na Homolce (2017). *Nemusíte snášet bolest*. Retrieved 11. 4. 2022 from the World Wide Web: <https://www.homolka.cz/pro-pacienty/11610-informace-ohospitalizaci/11611-nemusite-snaset-bolest/>
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Novotná, M. K., & Preiningerová, M. J. L. (2013). Poruchy chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Neurologie pro praxi*, 14(4), 185-187.
- Novotná, V., Čechová, I., & Banc, V. (2006). *Fit program pro ženy*. Praha: Grada.
- Obusek, J. P., Harman, E. A., Frykman, P. N., Palmer, C. J., & Bills, R. K. (1997). The relationship of backpack center of mass location to the metabolic cost of load carriage 1170. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(5), 205.
- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Giakas, G., Jamurtas, A. Z., Owolabi, E. O., & Koutedakis, Y. (2008). Position sense and reaction angle after eccentric exercise: the repeated bout effect. *European Journal of Applied Physiology*, 103(1), 9–18.
- Paleček, F. et al. (1999). *Patofyziologie dýchání*. Praha: Academia.
- Paleček, F. (2001). *Patofyziologie dýchání*. Praha: Karolinum.
- Penka, M., Tesařová, E., Blatný, J., Bourková, L., Buliková, A., Čech, Z., & Zavřelová, J. (2011). *Hematologie a transfúzní lékařství I*. Praha: Grada.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.

- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function* (2nd ed.). California: Slack.
- Pokorná, A., Komínková, A., Schneiderová, M., & Pinkavová, H. (2013). *Ošetrovatelství v geriatrii*. Praha: Grada.
- Prentice, S. D., Hasler, E. N., Groves, J. J., & Frank, J. S. (2004). Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait & Posture*, 20(3), 255-265.
- Proske, U., & Allen, T. J. (2005). Damage to skeletal muscle from eccentric exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33, 98–104.
- Ramsingh, D., Alexander, B., & Cannesson, M. (2013). Clinical review: does it matter which hemodynamic monitoring system is used?. *Critical Care*, 17(2), 1-13.
- Reynolds, K. L., White, J. S., Knapik, J. J., Witt, C. E., & Amoroso, P. J. (1999). Injuries and risk factors in a 100-mile (161-km) infantry road march. *Preventive Medicine*, 28(2), 167-173.
- Rokyta, R. et al. (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. (2012). *Bolest: monografie algeziologie* (2nd ed.). Praha: Tigris.
- Rokyta, R. (2016). *Fyziologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Seliger, V., & Vinařický, R. (1980). *Fysiologie člověka pro studující fakult tělesné výchovy a sportu. Sv. I. Státní pedagogické nakladatelství*.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Silbenagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka* (6th ed.). Praha: Grada.
- Simpson, K. M., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2011). Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 782-788.

- Skurvydas, A., Streckis, V., Mickeviciene, D., & Kamandulis, S. (2006). Effect of age on metabolic fatigue and on indirect symptoms of skeletal muscle damage after stretch-shortening exercise. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(3), 431.
- Smidt, G. L. (1990). *Rudiments of gait. Gait in rehabilitation*. New York, NY: Churchill Livingstone.
- Smith, D. G., Michael, J. W., & Bowker, J. H. (2004). *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cipryanová, H. (2008). *100+ 1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické*. Praha: Grada.
- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R., Moitza, J. R. (1994). Kinematics of normal human walking. *Human Walking*, 2, 23–44.
- Svoboda, Z., Janura, M., & Rosický, J. (2020). *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Tamari, Y., Wada, T., Yoshida, N., Matsumoto, N., & Onodera, S. (2015). Effects of uphill and downhill walking on the degree of muscle pain of the lower extremities after exercise. *Advances in Exercise and Sports Physiology*, 21(4), 81-81.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement* (3rd ed.). New York, NY: Churchill Livingstone.
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.). Praha: Grada.
- Vajner, L., Uhlík J., Novotný T., & Konrádová V. (2017). *Lékařská histologie II.: mikroskopická anatomie*, Praha: Karolinum.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign: Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Vokurka, M., & Hugo, J. (2005). *Velký lékařský slovník*. Maxdorf.

Wanta, D. M., Nagle, F. J., Webb, P. (1993). Metabolic response to graded downhill walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(1), 159-62.

Weaver, L. J., & Ferg, M. (2009). *Therapeutic measurement and testing: the basics of rom, mmt, posture and gait analysis*. Cengage Learning.

Whittle, M. W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, 16(2-3), 347-355.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann