

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta lesné kultury

VLIV RYCHLOSTI A SKLONU TERÉNU NA INTENZITU
ZATÍŽENÍ
PÍSEVERSKÉ A BĚŽNÉCH ŽÍ
Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Lukáš Vrtal, učitelství pro střední školy,
lesná výchova – matematika (ZŠ)

Vedoucí práce: RNDr. Aleš Jakubec, Ph.D.

Olomouc 2010

Jméno a příjmení autora: Luděk Vrtal

Název diplomové práce: Vliv rychlosti a sklonu terénu na intenzitu zatížení při severské a běžné chůzi

Pracoviště : Katedra funkční anatomie a fyziologie

Vedoucí diplomové práce: RNDr. Aleš Jakubec, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2010

Abstrakt:

Cílem výzkumu bylo porovnat intenzitu zatížení organismu při běžné chůzi a severské chůzi pomocí ukazatelů $\% \text{VO}_{2\text{max}}$, $\% \text{MTR}$ a RPE. Výzkumný soubor tvořilo 10 zdravých dobrovolníků (6 mužů, 4 ženy) průměrného věku $27,2 \pm 1,9$ let, BMI $23,5 \pm 2,5 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$, $\text{VO}_{2\text{max}}$ $53,4 \pm 7,6 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u mužů a $46,6 \pm 7,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u žen. Oba typy chůze byly realizovány na běžecím pásu při rychlostech 6,0; 6,6; 7,2 a 7,8 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ a sklonech 0,5 a 7,5 %). Každý provane tak podstoupil 24 měření (12 s holemi a 12 bez holí) v trvání 15 minut, z toho 5 minut zahátí. Výsledky ukazují, že při severské chůzi dochází k nárůstu spotřeby kyslíku o 4,1 % a srdeční frekvence o 6,2 % z MTR, což jsou statisticky významné rozdíly. Vnímané úsilí (RPE) bylo při severské chůzi v porovnání s chůzi bez holí nižší pouze při nižších intenzitách zatížení. Severskou chůzi lze doporučit lidem, kteří chtějí zvýšit energetický výdej během pohybové aktivity.

Klíčová slova:

běžná chůze, severská chůze, spotřeba kyslíku, srdeční frekvence, pohybová aktivita, intenzita zatížení.

Souhlasím s publikováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Luděk Vrtal

Title of the doctoral thesis: Effect of speed and gradient on load intensity during Nordic walking and normal walking.

Department: Department of Functional Anthropology and Physiology

Supervisor: RNDr. Aleš Jakubec, Ph.D.

The year of presentation: 2010

Abstract:

The aim of this study was to compare the intensity of loading of the body during normal walking and Nordic walking through indicators as % $\text{VO}_{2\text{max}}$, % HRR and RPE. The research group consisted of 10 healthy volunteers (6 men, 4 women) at average age of $27,2 \pm 1,9$ let, BMI $23,5 \pm 2,5 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$, $\text{VO}_{2\text{max}}$ $53,4 \pm 7,6 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ at men and $46,6 \pm 7,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ at women. Both types of walking were accomplished by treadmill at speeds of 6,0; 6,6; 7,2 and 7,8 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ and slopes of 0,5 and 7,5 %). Each proband underwent 24 measurements (12 with sticks and 12 without) in duration of 15 minutes, from that 5 minutes of warm up. The results show that during Nordic walking there is an increase of oxygen consumption by 4,1 % and heart rate by 6,2 % from HRR, which are statistically significant differences. Rating of perceived effort (RPE) was lower while Nordic walking with sticks than in Nordic walking without sticks at lower loading intensities. Nordic walking can be recommended for people who want to increase expenditure of energy during physical activity.

Key words:

normal walking, Nordic walking, oxygen consumption, heart rate, physical activity, load intensity.

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením RNDr. Aleše Jakubce, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vdecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2010

.....

Děkuji RNDr. Aleši Jakubcovi, Ph.D. za vedení, odborný dohled, pomoc, cenné rady a za čas, který mi v noval p i zpracování diplomové práce. Dále děkuji všem, kteří mi poskytovali podporu p i tvorb této práce. Mé podkování patří i všem, kteří se na výzkumu podíleli jako probandi.

OBSAH

Seznam použitých zkratk.....	8
1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNÁTK 11	11
2.1 Fyziologie zátěže.....	11
2.1.1 Maximální spotřeba kyslíku.....	11
2.1.2 Intenzita zatížení.....	12
2.1.2.1 Maximální tepová rezerva (MTR).....	12
2.1.2.2 Intenzita vyjádřená spotřebou kyslíku.....	14
2.1.2.3 Borgova stupnice.....	14
2.2 Biomechanické ergometry.....	15
2.3 Chůze.....	16
2.3.1 Energetický výdej během chůze.....	16
2.3.2 Fylogeneze chůze.....	18
2.3.3 Ontogeneze chůze.....	18
2.3.4 Krokový cyklus.....	20
2.3.4.1 Zapojení svalstva během krokového cyklu.....	22
2.3.5 Typy chůze.....	24
2.3.6 Zdravotní rizika chůze.....	25
2.4 Nordic walking.....	26
2.4.1 Indikace NW.....	26
2.4.2 Historie NW.....	26
2.4.3 Technika NW.....	27
2.4.3.1 Technika NW do kopce.....	29
2.4.3.2 Technika NW z kopce.....	29
2.4.3.3 Nejčastější chyby NW.....	29
2.4.4 Výběr hole pro NW.....	30
2.4.5 Vliv terénu na NW.....	32
2.4.6 Využití NW při rehabilitacích a zdravotních komplikacích.....	32
2.5 Rozdíly mezi NW a běžnou chůzí.....	33
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	37
4 METODIKA.....	38

4.1	Charakteristika soubor	38
4.2	Metodika sb ru dat.....	39
4.2.1	Stup ovaný test do maxima	39
4.2.2	Zjišt ní hodnoty maximální tepové rezervy (MTR).....	40
4.2.3	Realizace test NW.....	40
4.2.3.1	Nácvik techniky NW	41
4.2.4	Realizace test b žné ch ze	41
4.3	Statistické zpracování dat.....	42
5	VÝSLEDKY	43
5.1	Porovnání spot eby kyslíku	43
5.2	Porovnání procenta z maximální tepové rezervy (%MTR).....	47
5.3	Porovnání subjektivn vnímaného úsilí RPE.	51
6	DISKUSE	52
7	ZÁV RY	57
8	SOUHRN	59
9	SUMMARY	61
10	REFEREN NÍ SEZNAM	63
11	SEZNAM P ÍLOH	67

Seznam použitých zkratek

%MTR	procento z maximální tepové rezervy
%VO _{2max}	procento z maximální spotřeby kyslíku
BMI	Body Mass Index
DK	dolní končetina
INWA	International Nordic Walking Association
KC	krokový cyklus
M	aritmetický průměr
MET	jednotka klidového metabolismu
MTR	maximální tepová rezerva
NW	Severská chůze (Nordic Walking)
PA	pohybová aktivita
RPE	subjektivně vnímané úsilí (Rating of Perceived Exertion)
SD	směrodatná odchylka
SF _{ANP}	srdeční frekvence na úrovni anaerobního prahu
TF	srdeční frekvence
TF _c	celková srdeční frekvence
TF _{klid}	klidová srdeční frekvence
TF _{max}	maximální srdeční frekvence
VO ₂	množství kyslíku
VO _{2max}	maximální spotřeba kyslíku

1 ÚVOD

Žijeme v době, ve které zdraví lidí ovlivňuje stále více pohybová inaktivita. Dnešní životní styl, ve vyspělých zemích, se u většiny lidí dá charakterizovat jako sedavý způsob života. Lidé si mnohdy ani neuvědomují, jaké zdravotní problémy mohou mít z nedostatku pohybu způsobit. Populace se potýká s neustálým nárůstem civilizačních onemocnění jako jsou obezita, cukrovka, vysoký krevní tlak a jiné.

Podíváme-li se do nedávné minulosti, kdy lidé netrpěli nedostatkem pohybu (dříve neprovedli celé dny u videoher, práce na polích apod.) zjistíme, že potkat v tehdejší životě obézního člověka bylo velice vzácné. Dnešní doba je v tomto ohledu značně rozdílná. Možná by se s nadsázkou dalo říci, že je paradoxně vzácný případ narazit v moderním světě 21. století na úplně zdravého, spokojeného člověka bez jakýchkoliv nemocí, problémů a stresu. Přitom dostatečná pohybová aktivita k udržení zdraví je podle doporučení PAGAC (2008) 300 minut pohybu střední intenzity týdně, tedy méně než hodina denně, nebo 150 minut vysoké intenzity týdně. Každý člověk by si měl uvědomit, že tento aktivně strávený čas je minimální investice do zdraví s obrovskými zisky. Fyzicky zdatný trénovaný člověk je odolnější proti různým onemocněním, lépe dokáže zvládnout jak fyzický, tak psychický stres, dožívá se vyššího věku, oddaluje projevy stárnutí atd.

Bohužel je mnoho osob, kterým jejich zdravotní stav nedovoluje náročnější pohybovou aktivitu provozovat, a už z důvodu chronického onemocnění pohybového systému nebo z důvodu předěšlé operace či zranění. Za nejvhodnější pohybovou aktivitu se u těchto osob často doporučuje chůze.

K běžné chůzi doporučujeme použít hole (NW). Použití holí zvyšuje stabilitu chůze, snižuje zatížení svalů dolních končetin, zapojují se více svaly a zmírňuje se bolesti zad. Pohybová aktivita se stává efektivnější. NW je vhodná aktivita jak pro zdravé osoby, tak pro osoby s různým zdravotním handicapem. NW lze provozovat v každém věku bez ohledu na aktuální úroveň fyzické kondice. Intenzita zatížení závisí na míře využití horních končetin, proto spolu mohou trénovat i osoby fyzicky různě zdatné. Nejen kvůli těmto faktům, ale i vzhledem k jiným aspektům, oblíbenost této činnosti neustále vzrůstá.

Po átek vzniku NW datujeme do t icátých let minulého století ve Finsku, kde byla tato technika za azována do trénink b žc na lyžích p edevším v letní p íprav . Tento sport zaznamenávající nejv tší rozkv t až v posledních letech. Z tohoto d vodu je p edm tem výzkum zam ujících se na p sobení NW na organismus, testování materiál výzbroje, vliv okolních podmínek apod.

Moje práce je sou ástí výzkumu, který má za úkol podrobn ji popsat vliv severské ch ze na lidský organismus. Zam uje se na popsání rozdíl u spot eby kyslíku mezi b žnou ch zí a NW. Sleduje zm ny srde ní frekvence u obou typ ch ze a porovnává subjektivn vnímaného úsilí na odpovídajících si intenzitách zatížení i stejném energetickém výdeji. P edpokládané výsledky mají potvrdit, že je NW výbornou pohybovou aktivitou k upev ování zdraví a zvyšování t lesné kondice.

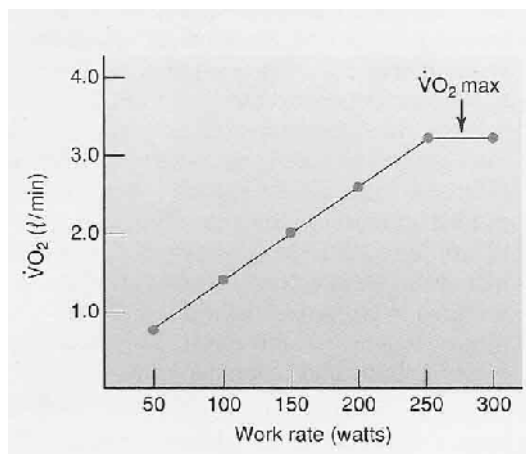
2 P EHLED POZNATK

2.1 Fyziologie zát že

2.1.1 Maximální spot eba kyslíku

Maximální spot eba kyslíku ($\dot{V}O_{2max}$) je jeden z nejvýznamn jších ukazatel trénovanosti lov ka. Ukazuje nám nejvyšší množství kyslíku, jaké je schopen organismus využít p i maximálních intenzitách zatížení. P edstavuje kapacitu transportního systému a slouží tedy jako ukazatel aerobní síly organismu (Placheta et al., 1998; Handzo et al., 1980; Hamar & Lipková, 2001).

Hodnota $\dot{V}O_{2max}$ se ur uje p i stup ovaném testu do maxima v tšinou na b žeckém nebo bicyklovém ergometru. McArdle, Katch a Katch (1991) uvádí, že nár st spot eby kyslíku je z po átku lineární p ímo závislý na vzr stající intenzit zatížení. Ke konci je p i stejném vzr stu intenzity zatížení spot eba kyslíku nižší. Poslední nár st intenzity zatížení nemusí doprovázet nár st spot eby kyslíku. Podle McArdle et al. (1991) je maximální spot eba kyslíku, na hodnot tzv. plató, kdy se již po zvyšované intenzit zatížení hodnota spot eby kyslíku m ní jen mírn , nebo v bec. Shephard a Åstrand (1992) za plató považují menší nár st spot eby kyslíku než $2 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Zm ny v p íjmu kyslíku a plató nám ilustruje Obrázek 1.



Obrázek 1. Zm ny v p íjmu kyslíku p i stup ovaném zát žovém testu. Pozorované plató $\dot{V}O_2$ p edstavuje $\dot{V}O_{2max}$ (Powers & Howley, 1997).

Spot eba kyslíku se udává v mililitrech za jednu minutu na jeden kilogram hmotnosti ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$).

Energie, pot ebná ke krytí svalové innosti, p evyšuje možnosti aerobního metabolismu a je dále uvol ována anaerobn . Do sval se uvol uje velké množství kyseliny mlé né, což zp sobuje subjektivn nep íjemné pocity a testovaný je nucen pohybovou innost p erušit (Hamar & Lipková, 2001). Tento typ zjišt ní VO_2max nazýváme *p ímým ur ením* (Má ek & Vávra, 1980).

2.1.2 Intenzita zatížení

Základními ukazateli, které charakterizují velikost t lesné aktivity jsou frekvence, intenzita a druh pohybové innosti. (Frömel, Novosad, & Svozil, 1999).

Ur ení intenzity zatížení je nezbytné pro interpretaci vlivu pohybové aktivity na organismus. Na intenzitu zatížení se m žeme dívat v relativním nebo absolutním smyslu. Relativní intenzita zatížení nám poskytuje údaj o procentu maximálního aerobního výkonu nej ast ji vyjád eného v procentu maximální tepové rezervy (% MTR) nebo maximální spot eby kyslíku (% $\text{VO}_{2\text{max}}$). Absolutní intenzita je vyjád ená ve spot eb kyslíku (VO_2), nebo v srde ní frekvenci (TF).

Pro v tšinu lidí je 60–80 % $\text{VO}_{2\text{max}}$ (60–80 % MTR respektive 70–85 % TF_{max}) optimálním rozp tím intenzity zatížení pro zlepšení kardio-respira ních schopností (Powers & Howley, 1997).

Intenzita a trvání innosti jsou nep ímo závislé. ím vyšší intenzita, tím kratší trvání a naopak (Heyward, 1997).

Nedostate ná intenzita zatížení je neefektivní a naopak p íliš vysoká intenzita tréninku je vy erpávající a p í p ekrá ování hranic jejího optima m že na organismus p sobit negativn (Stejskal & Hejnová, 1992).

2.1.2.1 Maximální tepová rezerva (MTR)

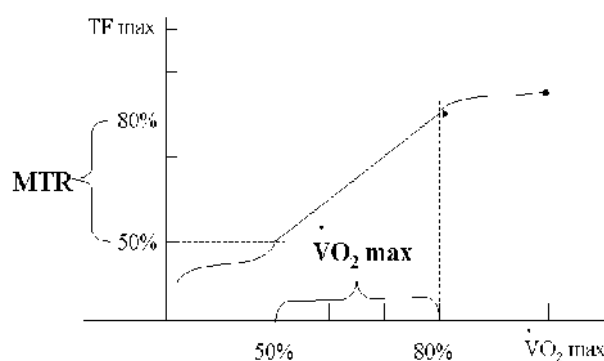
MTR je rozdíl mezi maximální tepovou frekvencí (TF_{max}) a klidovou tepovou frekvencí (TF_{klid}). Hodnota tepové frekvence vyjád ená v procentech MTR je potom ideální ukazatel intenzity zatížení. Z Tabulka 1. je vid t, že využití procenta MTR je vhodn jší než využití procenta TF_{max} , které koreluje mén s relativn vyjád enou spot ebou kyslíku (% $\text{VO}_{2\text{max}}$). Stejskal a Hejnová (1994) uvádí, že pr b h k ivky mezi MTR a $\text{VO}_{2\text{max}}$ je lineární pouze v rozsahu

50–80 % (Obrázek 2). Bod, kde se lineára zak ivuje, m žeme ozna it jako anaerobní práh. Intenzita zatížení na této úrovni je nejvhodn jší pro trénink rozvoje aerobního metabolismu. Tuto (tréninkovou) tepovou frekvenci pomocí MTR ur íme ze vztahu (Stejskal & Hejnová, 1994):

$$TF_{cíl} = [(VO_{2max} : 350) + 0,6] \cdot (TF_{max} - TF_{klid}) + TF_{klid}$$

kde $(VO_{2max} : 350) + 0,6$ je odhad anaerobního prahu, TF_{max} maximální srde ní frekvence, $TF_{cíl}$ je cílová srde ní frekvence a TF_{klid} klidová srde ní frekvence.

V rovnici výpo tu dosadíme za VO_{2max} tabulkové nebo skute n nam ené hodnoty (Stejskal & Hejnová, 1994). Karvonen, Kentala a Mustala (1957) uvád í dolní limit pro efektivní trénink 60 % funk ní kapacity cirkulace (MTR).



Obrázek 2. Pr b h vztahu mezi % VO_{2max} a % MTR p i stup ovaném zatížení podle Stejskala (p ednáška, 2004).

Tepová frekvence na úrovni anaerobního prahu (TF_{ANP}) je nejvyšší intenzitou vytrvalostní zát že, kterou je jedinec schopen zvládnout. Jde o neefektivn jší intenzitu tréninku (Vilikus et al., 2004).

V posledních letech se m ní pohled na využití laktátu ve svalech. Z d vodu jiného výkladu fyziologických proces , nazýváme stav d íve pojmenovaný jako anaerobní práh prahem laktátovým. Laktátový práh je rovnováha mezi produkcí a eliminací krevního laktátu (Brooks, 2000). Laktátový práh udává nejvyšší intenzitu zatížení, p i které ješt nedochází k prudkému vzestupu hladiny krevního laktátu (Robergs, Roberts 1997).

Tabulka 1. Vztah mezi procentuálními hodnotami VO_{2max} , MTR a TF_{max} (Heyward, 1997)

% VO_{2max}	% MTR	% TF_{max}
40	40	63
50	50	69
60	60	76
70	70	82
80	80	89
85	85	92
90	90	95
100	100	100

2.1.2.2 Intenzita vyjádřená spotřebou kyslíku

1 MET je množství kyslíku vztažené na kilogram hmotnosti, které spotřebuje organismus v klidu za minutu ($1 \text{ MET} = 3,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$). Tato energetická jednotka klidového metabolismu slouží k ohodnocení jakékoliv pohybové aktivity jako násobek klidového metabolismu. Zátlžovým testem stanovíme aerobní kapacitu (VO_{2max}). Pokud je například VO_{2max} $35 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, pak je funkční kapacita 10 MET. Minimální tréninková intenzita 50 % tak činí 5 MET, střední intenzita 60-70 % činí 6-7 MET a maximální intenzita 85 % je 8,5 MET (Heyward, 1997).

2.1.2.3 Borgova stupnice

Jedná se o stupnici, která nám popisuje subjektivní odhad namáhavosti zátlže. Nazýváme jej „RPE“ (Rating of Perceived Exertion). Autorem této stupnice je švédský fyziolog Gunnar Borg. Tento test je systém založený na škále bodů od 6 do 20 (Tabulka 2). Jedinec vykonávající pohybovou aktivitu subjektivně hodnotí velikost zatížení. Základem tedy je subjektivní pocit vlastního vynaloženého úsilí. Zjednodušeně a obecně platí, že 12 až 13 bodů na

Borgov stupnici odpovídá 65 % až 80 % TF_{max} , což je 40 až 65 % MTR (Borg, 1970).

Tabulka 2. Škála „RPE“ (Rating of Perceived Exertion) – subjektivní odhad namáhavosti zát že (Borg, 1970, 92–98).

Bodové hodnocení vnímaného úsilí (RPE)	Slovní popis RPE
6	
7	Velmi, velmi lehké
8	
9	Velmi lehké
10	
11	Docela lehké
12	
13	Pon kud t žké
14	
15	T žké
16	
17	Velmi t žké
18	
19	Velmi, velmi t žké
20	

2.2 B žecké ergometry

B žecké ergometry pat í mezi nejefektivn jší testovací p ístroje pro m ení aerobní kapacity organismu. Nejv tší výhodou je možnost simulace pro lov ka p írozené aktivity (ch ze, b h). Motorov ízený b žící pás poskytuje díky

zm nám rychlosti velký rozsah testování. Intenzita zatížení je kontrolována rychlostí pásu a sklonem pásu.

Z výzkum srovnávajících testování na b žeckém ergometru a na bicyklovém ergometru vyplývá, že nam ené hodnoty VO_{2max} jsou p ibližn o 10 % vyšší a maximální TF o 5 % až 10 % vyšší p i testech na b žeckém ergometru (Davis, 1995). Pravd podobnou p í inou je využití v tšího množství svalových skupin p i ch zi nebo b hu oproti šlapání na kole (Matsui, Kitamura, & Miyamura, 1978).

2.3 Ch ze

Ch ze je jedním ze základních a nejd ležit jších lokomo ních pohyb lov ka. Ch zi m žeme dále rozd lit podle ú elu tohoto pohybu nap . na sportovní, zdravotní aj. (Kra mar, 2002).

Lidskou ch zi vnímáme jako st ídavý pohyb dolních kon etin a trupu. Tato lokomoce je lov ku vrozená, je cíleným pohybem za ú elem p emíst ní jedince z místa na místo. Tato schopnost se v pr b hu ontogeneze rozvíjí na podklad vrozených program . B hem vývoje je získáván vlastní stereotyp ch ze, pevn svázaný s držením t la (Kra mar, 2002).

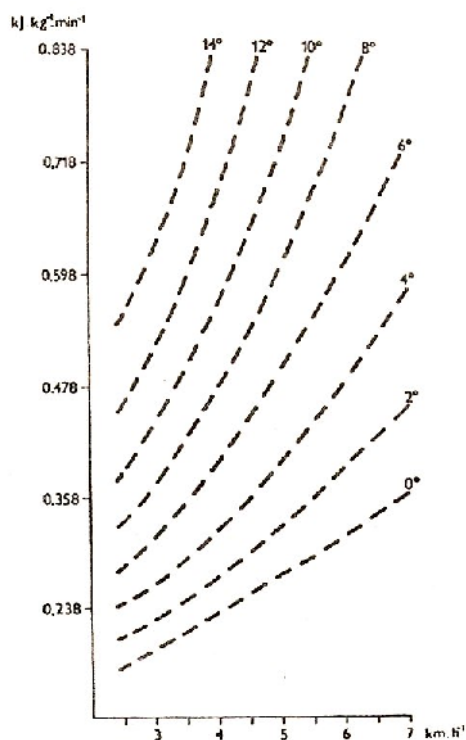
2.3.1 Energetický výdej b hem ch ze

P i zvyšující se rychlosti stoupá energetický výdej nejd íve lineárn , ale p i vyšších rychlostech je stoupaní strm jší, což nazna uje, že se ch ze stává mén ekonomická (Má ek & Má ková, 1997).

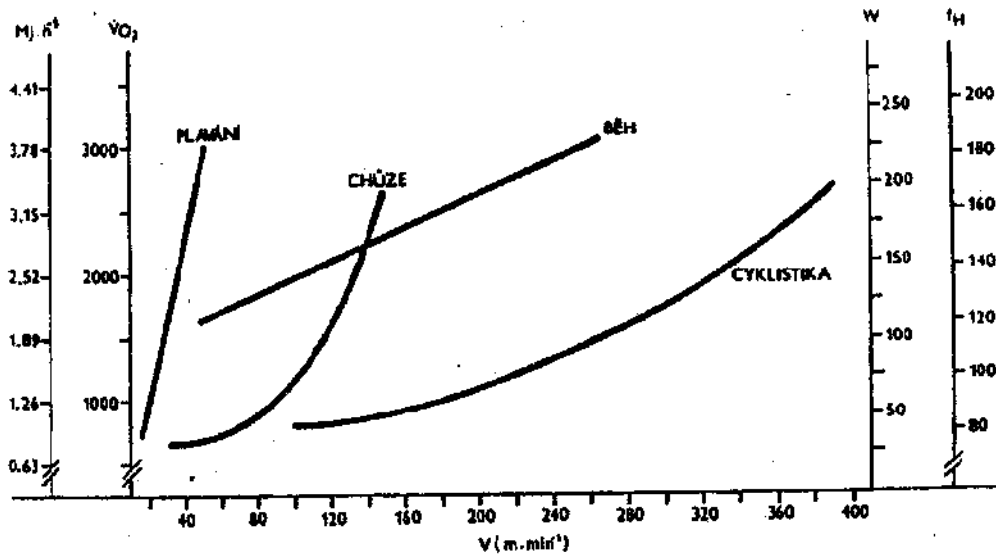
Srovnáme-li ch zi s b hem, tak výdej energie probíhá rozdíln , vyjád ený spot ebou kyslíku. „P i nižších rychlostech je p i ch zi energetický výdej nižší než p i b hu stejnou rychlostí, naopak p i vyšších rychlostech je vyšší. Ch ze rychlejší než 10 km je asi o 50 % mén ekonomická než b h, tedy p i stejné rychlosti je dvojnásobná spot eba kyslíku“ (Má ek & Má ková, 1997, 98).

Na Obrázek 3 vidíme zm nu energetického výdeje p i zm nách rychlosti ch ze a sklonu terénu.

Dle Obrázek 4 je z ejmé, že stejná spot eba kyslíku u ch ze a b hu je p i rychlosti $7-8 \text{ km} \cdot \text{hod}^{-1}$.



Obrázek 3. Energetická náročnost různých rychlostí chůze při rozdílných skloněch terénu u mužů s hmotností 70 kg podle (Brusis in Placheta, 2001).



Obrázek 4. Výdej energie, příjem kyslíku, výkon a srdeční frekvence při různých rychlostech plavání, chůze, běhu a jízdy na kole (Brusis in Placheta, 2001).

Velmi d ležitým faktorem ovliv ujícím energetický výdej p i ch zi je hmotnost chodce, kde se ovšem zapo ítává i váha výstroje a výzbroje. Na velikosti energetického výdeje závisí vedle váhy výstroje a výzbroje také umíst ní této váhy. P i ch zi je náro n jší nést zát ž na nohou nebo fixovanou v oblasti kloub , než je-li fixovaná na trupu. P ipevníme li zát ž o ur ité hmotnosti na trup, zvýší se energetický výdej o 1,4 %. Je li stejná zát ž p ipevn ná na trup, zvýší se energetický výdej o 8 %. Každých 100g závaží na dolních kon etinách zvyšuje výdej energie o 1 % (Má ek & Má ková, 1997).

2.3.2 Fylogeneze ch ze

Fylogeneze je vývoj celého druhu v procesu. V našem p ípad se jedná o vývoj ch ze v procesu vývoje lidstva. Lokomoce, tedy pohyb z místa na místo, je znakem všech živo ich . Po p echodu živo ich na souš se první obratlovci pohybovali stejn jako ve vodním prost edí, tj. vln ním páte e. *Kvadrupedální* živo ichové se pohybují pomocí všech ty kon etin, proto zapojují k lokomoci p ední i zadní svaly páte e, které pomáhají prodloužit délku kroku a zv tšují odrazovou sílu. Jejich t žišt je umíst no nízko, a proto je jejich lokomoce p írozen rychlá a stabilní (Gage, 1991).

Bipedální lokomoce (po dvou kon etinách) je oproti kvadrupedální mén výkonná a stabilní. Zhoršená stabilita je zap í in ná práv t žišt m umíst ném výše nad bází opory. Rovn ž rychlost je omezená, protože k lokomoci není tak efektivn využito svalstvo trupu. Ovšem obrovskou výhodou u bipedální lokomoce je uvoln ní horních kon etin pro vykonávání jiných inností (Gage, 1991).

Z archeologických vykopávek uskute ných v Africe m žeme dokázat, že zm na lokomoce z kvadrupedální na stabilní, rychlou a ekonomickou bipedální lokomoci za ala p íbližn p ed 7 miliony let. V této dob probíhaly velké klimatické zm ny. Zm na prost edí jist odstartovala mnoho evolu ních zm n, jejichž sou ástí bylo také vytvo ení nového zp sobu lokomoce (Kirley, 1999).

2.3.3 Ontogeneze ch ze

Stádia postnatálního vývoje lokomoce podle Vojty (1993):

Již v prenatalním vývoji má dít ur itou motoriku, kterou však po porodu ztrácí vlivem gravitace, kterou novorozenec nedokáže p ekonat.

4. *týden*: asi 50 % d t í za íná opticky kontaktovat. Zrakovým kontaktem za íná motorická ontogeneze dít te, ten mu pozd ji umožní vytvo ení op rné báze.

8. *týden*: optický kontakt u všech jedinc , dít má jež pln vytvo enou op rnou bázi, za íná pracovat s t žišt m.

4,5 *m síce*: dít je schopno lateráln p enášet t žišt , horní kon etina se pohybuje p es st ední osu, což je podstatné pro vývoj budoucí bipedální lokomoce.

6. *m síc*: otá ení p es bok do polohy na b íše, definitivn ukon ena diferenciaci zk íženého modelu.

7. *m síc*: v poloze na b íše dochází k nakro ení dolní kon etiny na elistní stran s lokomo ní tendencí.

7,5 *m síce*: p i otá ení je dít schopno zastavit se v jakékoliv fázi pohybu, dochází k objevení prostoru nad sebou – vstup do vertikály. První lokomo ní projev „tulení“ – plazení po b íše pomocí horních kon etin, kdy opora je na loktech a dolní kon etiny se p i pohybu vp ed neú astní, náznaky krok se neobjevují.

8. *m síc*: pokra uje proces vertikalizace, dít je schopno volného sedu. Sedí na sedacích hrbolech s nap ímenou páte í. Za íná nevyzrálé lezení, dít se pohybuje po podložce odp edu s nadzvednutým trupem a kon etiny jsou kladeny ve zk íženém vzoru. Oporu pro t lo jsou ruka a kontralaterální koleno. V nevyzrálém lezení jsou kroky dolních kon etin provázeny dorzální flexí v horním hlezenním kloubu a pak postupn p echází ke koordinovanému zralému lezení, kdy asociovaná dorzální flexe hlezenního kloubu ustává a kon etiny jsou stejn st ídav zat žovány. P i opo e o dlan jsou prsty nataženy, trup se nenaklání ke stran a p i nakro ení je noha v lehké plantární flexi v ose bérce, nikoli v pronaci.

9. *m síc*: dít se staví z kleku za pomoci p itažení horních kon etin. Není to úplný bipedální stoj, protože hlavní zát ž spo ívá na pažích. Vertikála je zajišt na nejd íve pažemi. Postupn se stává stoj stabiln jší a pokud dít zvládne uvolnit jednu ruku, za ne provád t laterální kroky s oporou – kvadrupedální lokomoci ve frontální rovin .

12. – 14. *m síc*: dosažení bipedální lokomoce.

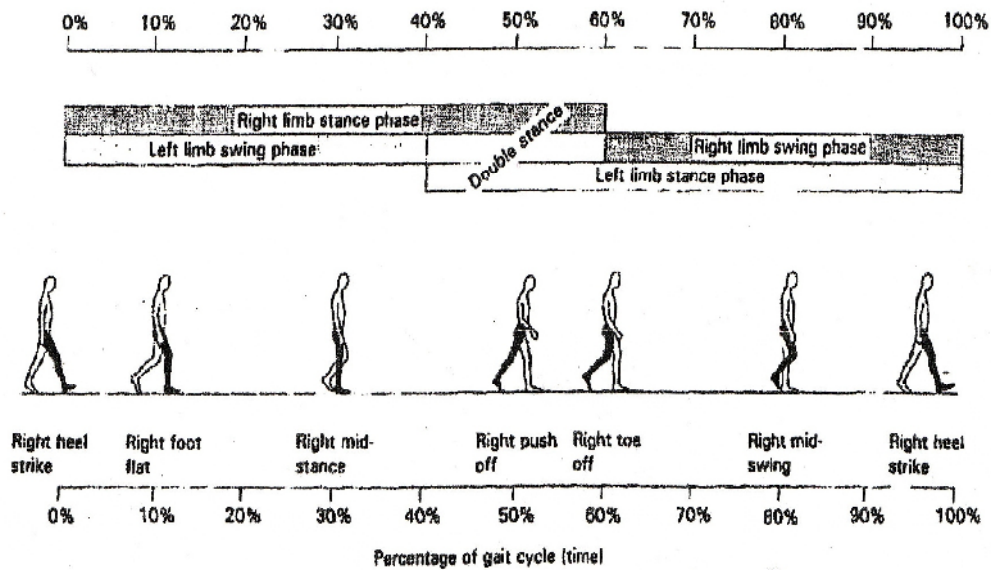
15. m síc: sociální bipedální lokomoce, dít se samo rozhodne jít a zároveň je schopno ch ze po nerovném terénu.

Postupn se zužuje báze opory, dochází k výrazn jší flexi kolenních kloub , dít se u í zvládat nerovné terény, zrychlovat a zpomalovat ch zi, m nit její sm r a nakonec nacvi uje používání horních kon etin b hem ch ze a izolovaný pohyb hlavy. První náznaky lezení nebo plazení je t eba hodnotit jako lokomo ní tendenci. Lokomo ní tendence je více projevem mentálního vývoje než výlu n motorickým projevem. Je to snaha dít te o kontakt s okolím (Vojta, 1993).

2.3.4 Krokový cyklus

Dop edný pohyb se skládá z neustálého opakování krok v cyklu ch ze. Krokový cyklus ch ze (Obrázek 5) jako takový zaujímá celý dvojkrok. Jako za átek krokového cyklu je obvykle ozna ován okamžik, kdy pata jedné z dolních kon etin ude í o podložku, ale je možno za za átek považovat kterýkoliv okamžik krokového cyklu. (Trew & Everest, 1996).

Krokový cyklus (KC) se skládá ze stojné (stance phase) a švihové (swing phase) fáze. Pom r trvání mezi fázemi je p i b žné rychlosti ch ze asi 60 : 40. Charakteristickým znakem ch ze je p ekrývání stojných fází dolních kon etin (DK). To znamená, že v ur itém okamžiku se ob nohy dotýkají podložky (jedna na za átku a druhá na konci stojné fáze). Tato ást KC se ozna uje jako fáze dvojí opory. V tomto okamžiku je „p ední“ DK ve stádiu zat žování (po átek fáze dvojí opory, p enesení hmotnosti). „Zadní“ DK se nachází ve fázi p edšvihové (kone ná dvojí opora). Ve švihové fázi je v kontaktu s podložkou pouze jedna DK (jednooporová fáze). Dvouoporová fáze trvá p ibližn 10 % z celkového asu KC. Platí nep ímá úm ra mezi trváním dvouoporové fáze a rychlostí ch ze (ím je ch ze rychlejší, tím je tato fáze kratší). V p ípad , že vymizí oporová fáze mluvíme o b hu. Zde pozorujeme letovou, bezoporovou fázi, p i které noha není v kontaktu s podložkou. Jednotlivý auto i fáze KC popisují r zn , podstata je však stejná.



Obrázek 5. Fáze krokového cyklu (Trew & Everett, 1996).

Podle Vaughana et al. (1992) se KC d lí na 8 d j (Obrázek 6).

Stojná fáze – zajiš uje stabilitu ch ze a je nutná ke správnému provedení švihové fáze.

Úder paty (heel strike) - za íná krokový cyklus, t žišt t la je v nenižším bod a chodec je nejvíce stabilní.

Celá noha na podložce (foot flat) – ploska je v kontaktu s podložkou rychle následuje další fáze (mezistoj).

Mezistoj (midstance) – t lo je p enášeno dop edu nad stojnou DK a kontralaterální DK je ve švihu a m íjí nohu stojnou. T žišt t la je v nejvyšším bod - pro chodce nejmén stabilní.

Odlepení paty od podložky (heel off) – pata ztrácí kontakt s podložkou, odraz je proveden m. triceps surae, který provede plantární flexi hlezenního kloubu.

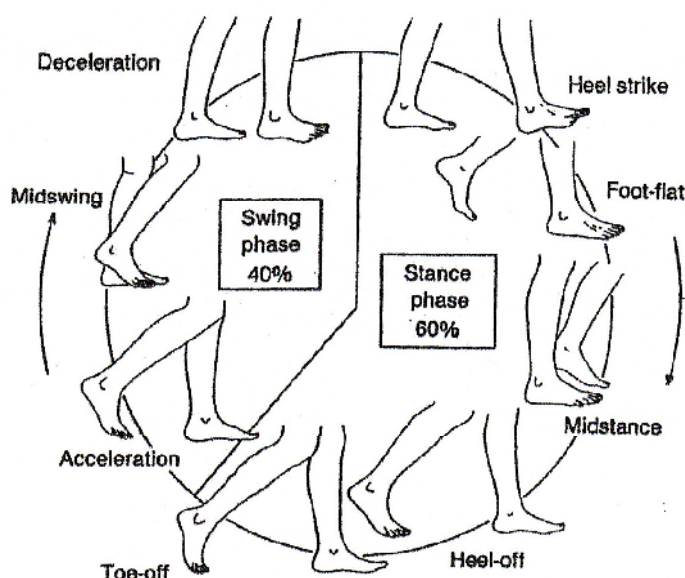
Odras palce (toe off) – noha opouští podložku a dokon uje stojnou fázi, následuje fáze švihová

Švihová fáze – b hem ní se DK pohybuje sm rem dop edu, což umož ň uje pohyb celého trupu vp ed.

Zrychlení (acceleration) - za íná v okamžiku ztráty kontaktu nohy s podložkou, jsou aktivovány flexory ky elního kloubu, aby došlo ke zrychlení DK a pohybu vp ed.

Mezišvih (midswing) – noha se pohybuje p esn pod trupem. Tato fáze je shodná s mezistojem opa né kon etiny.

Zpomalení (deceleration) – je kone nou etapou švihové fáze, kdy svalová aktivita zpomaluje DK a stabilizuje nohu v p íprav na další kontakt paty s podložkou (tato excentrická kontrakce obvykle vyžaduje mén energie n ž kontrakce koncentrická, pot ebná ke zrychlení).



Obrázek 6. ásti krokového cyklu (Vaughan et al, 1992).

2.3.4.1 Zapojení svalstva b hem krokového cyklu

P ehled zapojení svalstva b hem KC podle Whittleho (1997) a Hamilla a Knutzena (1995).

Po áte ní kontakt – za íná se kontrahovat m. gluteus maximus a spole n s hamstringy tyto svaly za ínají extenzi ky elního kloubu, která je dokon ena p i po áte ním kontaktu druhé strany. Aktivuje se m. gluteus medius stojné DK, který stabilizuje pánev. Jemu napomáhá podobnou aktivitou m. gluteus minimus. Addukroty ky elního kloubu jsou rovn ž aktivní p i kontrole kon etiny b hem stojné fáze. M. tensor fascie latae zajiš uje kontrolu pánve ve frontální rovin . M. tibialis anterior je aktivní b hem švihu a na za átku stojné fáze udržuje dorzální flexi hlezenního kloubu a kontroluje pohyb do plantární flexe, která následuje po po áte ním kontaktu.

Stádium zat žování – dochází ke koncentrické kontrakci *m. gluteus maximus* a hamstring . Rychlost velikost flexe kolenního kloubu je omezena excentrickou kontrakcí *m. quadriceps femoris*. Excentrická kontrakce *m. gluteus medius* stabilizuje pánev a minimalizuje její pokles na švihové stran . Adduktory napomáhají vnit ní rotaci ky elního kloubu. *M. tibialis anterior* se kontrahuje excentricky, brzdí pád špi ky a umož ůuje ízené položení chodidla na podložku.

Mezistoj – ustává koncentrická kontrakce *m. gluteus maximus* a hamstring . Extenze v ky elním kloubu je dosaženo setrva ností a gravitací. B hem mezistoje a kone ného stoje probíhá nadále aktivita sval ky elního kloubu ve frontální rovin . Poloha pánve je udržována zejména inností *m. gluteus medius* a *m. tensor fasciae latae*. *M. quadriceps femoris* stabilizuje flexi kolenního kloubu a za íná op t jeho extenze. Kontrakce sval ustává p ed zdvihem paty. *M. triceps surae* se kontrahuje excentricky a zpomaluje dorzální flexi hlezenního kloubu.

Kone ný stoj – Pro stabilizaci pánve je neustále pot ebná aktivita abduktor ky elního kloubu ve frontální rovin . *M. gastrocnemius* zabra uje hyperextenzi v kolenním kloubu a následn iniciuje flexi. Dochází k aktivit *m. tibialis posterior* a peroneálních sval . Dlouhé flexory prst stabilizují metatarzofalangeální klouby p ispívají k opo e palce o p ednoží.

P ešvih – ky elní kloub dosahuje nejvyšší extenze, m ní se sm r pohybu do flexe. Prvním flexorem je *m. adductor Pontus* a napomáhá *m. iliopsoas* a *m. rectus femoris*. *M. triceps surae* se podílí na plantární flexi, jeho aktivita se zmenšuje p edobrazem palce. Pro možnost návratu hlezenního kloubu do neutrálního postavení se za íná aktivovat *m. tibialis anterior*. Aktivní je také *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus maximus* a hamstringy.

Po áte ní švih – dochází k flexi ky elního kloubu kontrakcí *m. iliopsoas*, *m. adductor Pontus*, *m. sartorius* a *m. gracilis*. Krátká hlava *m. biceps femoris* zvyšuje flexi kolenního kloubu b hem pomalé ch ze. *M. tibialis anterior* a dlouhé extenzory prst provád jí pohyb z plantární do dorzální flexe.

Mezišvih – je perioda, kdy kon í zrychlení a za íná zpomalení DK. Protože kon etina funguje jako dvojité kyvadlo, není pot eba velké svalové aktivity. *M. tibialis anterior* udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení a zabra uje poklesu nohy.

Kone ný švih – hamstringy limitují rozsah extenze v kolenním kloubu a udržují ky elní kloub ve flexi. Flexory ky elního kloubu již obvykle nejsou

aktivní. *M. quadriceps femoris* je aktivní p i extenzi kolenního kloubu, napíná DK p i p íprav na kontakt s podložkou. *M. tibialis anterior* udržuje hlezenní kloub na neutrální pozici a jeho aktivita vzr stá p ed po áte ním kontaktem. Za íná se op t zapojovat *m. gluteus maximus*.

2.3.5 Typy ch ze

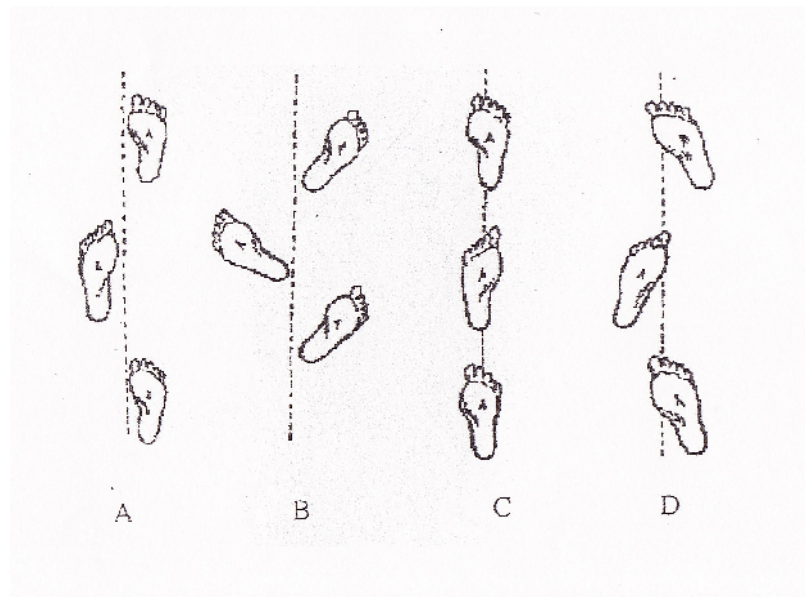
Ch ze špi kami p ímo dop edu (Obrázek 7 A) je za anatomického hlediska pro správné odvíjení nohy od podložky nejvýhodn jší. Svalová práce dolních kon etin je p i tomto typu ch ze rozd lena nejrovnom rn ji, a proto je tento typ ch ze velmi ekonomický a málo únavný (Hegrová, 2001).

Ch ze se špi kami odklon nými od osy do 30° je pokládána za ch zi estetickou, z anatomického hlediska za normální (Hegrová, 2001).

Ch ze, p i níž jsou špi ky odklon ny od sebe v úhlu v tším než 30° (Obrázek 7 B), je anatomicky nesprávná, velmi nepohodlná a únavná. Tato ch ze je typická pro plochou nohu. M že zap ínit i deformace r zných ástí nohy, hlavn palce, který se p i tomto zp sobu ch ze odráží vnit ní hranou a vybo uje se (Hegrová, 2001).

Špi kami dovnit chodí velmi ásto d ti (Obrázek 7 D). Tímto typem ch ze se chrání vnit ní podélná klenba nožní proti poklesu u malých d tí s chabým svalstvem a valgózní patou. P i této ch zi se p enáší hmotnost na zevní okraj nohy, vnit ní ást nohy není p et žována. Zesílením svalstva, a to n kdy až v pubert , se tento typ ch ze upraví na anatomicky správný typ špi kami a patami stejn vzdálenými od osy (Hegrová, 2001).

Um lým typem ch ze je „indiánská“ (Obrázek 7 C), p i které našlapují nohy v jedné p ímce. Je to ch ze vytrvalostních chodc , velmi ekonomická a málo únavná díky tomu, že svalová práce je rozd lena na velké množství svalových skupin nohou i trupu (Hegrová, 2001).



Obrázek 7. Typy ch ze: A - špi kami p ímo dop edu, B - špi kami od sebe (nohy svírají hel v tší než 30°), C - indiánská ch ze, D - ch ze špi kami k sob (Hegrová, 2001).

2.3.6 Zdravotní rizika ch ze

Ch ze je pohybová aktivita, která má mnoho pozitivních dopad na fyzickou zdatnost a potažmo i na zdraví jedince. M že však být doprovázena ur itými zdravotními komplikacemi, které nám mohou tuto aktivitu znep íjemnit. Nevhodn zvolená i špatná obuv nám m že zp sobit otlaky, puchý e, poškození neht apod. Proto je správn zvolená obuv nezbytnou podmínkou provozování ch ze. Rovn ž klouby mohou p i déletrvající ch zi trp t. V dnešní dob je na trhu speciální obuv ur ená pro ch zi v r zných podmínkách a terénech. Pomáhá nám co nejvíce uleh it namáhaným kloub m a co nejlépe se p izp sobí tvaru chodidla (Hegrová, 2001).

Po déletrvající ch zi mohou vznikat obtíže zp sobené zpravidla p ecen ní individuálních možností jedince, nej ast ji jeho fyzické zdatnosti. P i únav je ohrožena p esnost provád ných pohyb , je postižena p edevším stabilita nohy p i dokon ení kroku. Následkem únavy již m že chyb t „odpérování“ kroku, opakovaný nešetrný došlap zp sobuje mnoho etná drobná poran ní kloub , šlach a kostí, která ve svém sou tu mohou vést k mikrofrakturám, krevním výron m z drobných cévek a zán t m. Dlouhodobá, nenápadná, tém nepost ehnutelná devastace pohybového aparátu m že pozd ji

zavinit vážn jší úraz, nevratné zm ny na kloubech nebo chronické zdravotní problémy (Novotná, 2006).

2.4 Nordic walking

Jak již bylo výše e eno, ch ze je jedna ze základních pohybových aktivit, která je provozována v podstat v každém v ku lidského života. Její zdravotní prosp šnost už byla také zmín na. Je p irozenou vlastností lov ka snažit se tuto aktivitu ješt zefektivnit. Výsledkem této snahy je nap . nordic walking, dále jen NW. Tento anglický termín m žeme do eštiny p eložit jako nordická ch ze, ale spíš se používá pojem severská ch ze i jednoduše ch ze s holemi. Jedná se o ch zi se speciáln upravenými chodeckými holemi. U této pohybové aktivity m žeme v posledních letech pozorovat skute ný vzestup v oblíbenosti jak u laické, tak u v decké sféry populace.

2.4.1 Indikace NW

Obecn e eno, severskou ch zi lze doporu it osobám netrénovaným, starším nebo s nadm rnou t lesnou hmotností, lidem s t lesnými omezeními stejn tak trénovaným jako dopl ková aktivita ve sportovní p íprav apod. Hodí se pro pacienty s nemocemi srdce a krevního ob hu, revmatiky, osoby trpící cévními, ortopedickými nebo psychosomatickými obtížemi, ale i pro nemocné rakovinou (Jauchová, 2007).

Vzhledem k velké variabilit r zných intenzit zatížení a šetrnosti k pohybovému aparátu lze NW využívat jako ú innou prevenci zejména kardiovaskulárních chorob a nemocí složek pohybového systému.

Vhodnost NW pro nejširší populaci potvrzuje i studie, kterou uskute nil Jurimae, Meema, Karelson, Purge a Jurimae (2009). Zabývají se zde efektem NW na skupinu mladých žen s r znou hodnotou VO_{2max} . Výsledky potvrdily zvýšení aerobní kapacity u všech žen bez ohledu na jejich po áte ní aerobní kapacitu.

2.4.2 Historie NW

Po átek vzniku NW se datuje již od 30. let 20. století ve Finsku. P vodn byla tato technika za azována jako sou ást trénink švédských b žc na lyžích, p edevším v letní p íprav . Obliba NW v posledních letech neustále stoupá a je

považována za jednu z nejvíce se rozvíjejících pohybových aktivit na sv t (INWA, 2005).

Do podv domí široké ve ejnosti se NW zapsal 5. ledna 1988 v Helsinkách. Tento den se zde konal závod na lyžích, ale pro nedostatek sn hu se bohužel nemohl uskute nit. Organizáto i závodu zvolili alternativní ešení, a sice že závodníci absolvují tra pouze s holemi bez lyží. Od tohoto dne se na NW díváme nejen jako na dopl kovou tréninkovou aktivitu, ale i jako na nový sport. Jako na sport se na NW za ala dívat i v decká ve ejnost, která za ala zkoumat r zné vlivy, procesy a zm ny v organismu p i severské ch zi. Výsledkem t chto výzkum byli jist i první hole ur ené práv pro NW. Tyto hole jako první p edstavila finská firma Excel v roce 1997 (INWA, 2005).

Velkým pr kovníkem NW se stal Fin Suomen Lata, p sobící ve státní asociaci pro rekrea ní sport a spoty v p írod , inicioval kampa , která m la za úkol školit instruktory NW a pomocí informa ních materiál rozší il NW do podv domí široké ve ejnosti.

V roce 1998 vzniklo centrum NW v Helsinkách.

V roce 2000 založena INWA (International Nordic Walking Asociation, Finsko).

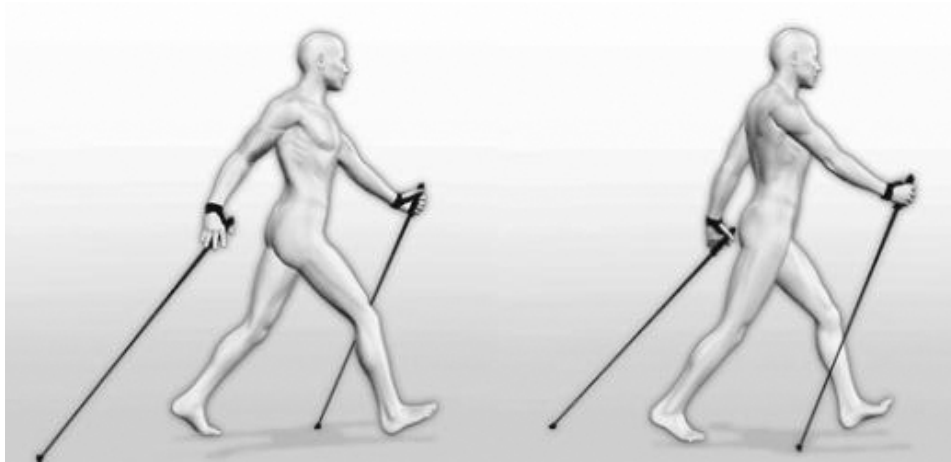
V roce 2004 vznik ICO-NW (International Certified Organization of Nordic Walking).

eská odnož ICO-NW je CCO-NW (Czech Certified Organization of Nordic Walking).

2.4.3 Technika NW

NW je technicky nenáro ná PA (Obrázek 8). Odpich holí a odraz chodidla na opa né stran t la se odehrává vícemén v jednom okamžiku, jde tedy o pohyb st ídavý neboli „k ižmochodní“. V této dvojoporové fázi je hmotnost t la nerovnom rn rozložena mezi „zadní“ dolní kon etinu a h l „p ední“ horní kon etiny. Hrot hole se zapichuje asi na úrovni paty chodidla „p ední“ dolní kon etiny i mírn za ní. Ve stejném ase je druhá horní kon etina zapažená a propnutá v lokti a dokon uje odpich. St ídavý pohyb horních kon etin tedy za íná za t lem p i propnutém lokti. Po odpíchnutí se horní kon etina pohybuje dop edu a nahoru a postupn se flektuje v lokti až do fáze opory o h l. Po celou dobu svírají prsty pevn rukoje hole. Potom se horní kon etina pohybuje zp t za

t lo až do extenze v loketním kloubu, kdy se dla otevírá a odrazová síla je p enášena p es poutko hole. Ruce obou horních kon etin se míjejí mírn p ed t lem a hole po celou dobu pohybu sm ují šikmo dol (zep edu shora dozadu dol). Po dokon ení kroku a odpichu se celý cyklus opakuje v obráceném po adí. (Stejskal, 2005)



Obrázek 8. Technika NW.

Z hlediska plynulosti pohybu je d ležitě vzp ímené držení trupu (mírný p edklon) s krkem a hlavou v p irozeném prodloužení osy t la. P i opa né rotaci ramen a pánve (Obrázek 9) se st ed rota ních pohyb posunuje díky holím kraniáln a t žišt t la se mírně snižuje. Aby p i nezbytném prodloužení kroku nedošlo k hyperextenzi p ední ásti kolenního kloubu, p i došlápnutí by m l být kolenní kloub v mírné flexi (Stejskal, 2005).



Obrázek 9. Rotace ramen a trupu p i NW.

2.4.3.1 Technika NW do kopce

P i ch zi do kopce je p edklon t la v tší, kroky jsou kratší, více jsou zapojeny svaly horní poloviny t la a intenzivn ji pracují i svaly zadní strany stehen a lýtko. Ú inné používání h lek umož ůje prodloužit krok b hem stoupání, a zároveň tak odleh ůje dolním kon etinám. Ch ze do mírného kopce je výborným nácvikem správného používání h lek pro za áte níky, umož ůje jim rychleji pochopit podstatu pohybu (Mira, 2009).

2.4.3.2 Technika NW z kopce

P i ch zi z kopce jsou kroky výrazn kratší a t žišt t la se nachází níže. Kolena jsou po celou dobu ch ze neustále v pokr ení, chodidla jsou v tšinu asu v kontaktu s podložkou celou plochou podrážky a neustále p ibrž ůjí pohyb t la. V porovnání s ch zí po rovin nebo ch zí do kopce je odpich h lkami mén výrazný. D raz by m l být kladen na p enos ásti hmotnosti na h lky, ímž se odleh í kloub m dolních kon etin. Pozor na p enášení hrot h lek p ed t lo, potencionáln se tím zvyšuje nebezpe í úrazu a snižuje se efektivita pohybu (Mira, 2009).

2.4.3.3 Nej ast jší chyby NW

Mira (2009) uvádí tyto nej ast jší chyby.

- Porucha koordinace horních a dolních kon etin v „k ížmochodním“ vzoru.

- Nenap ímené držení trupu (hrudní kyfóza, hlava v p edklonu nebo v p edsunu mezi rameny).
- Trup ve p ehnan p ímém (vertikálním) postavení.
- Sm ování dolního konce h lky vp ed a odraz z h lky p ed t lem.
- Pevné držení h lky celou dlaní p i p enosu vp ed.
- P ehnané až k e ovité držení rukojeti h lky.
- Špatné navle ení emínk .
- Paže p íliš blízko u t la.
- Zapomínání na odraz „z h lky“ zadní ruky.
- P íliš dlouhé kroky (napjaté ruce – ch ze „robot“).
- P íliš dlouhé h lky, nepružící materiál, ocelové hroty použité na tvrdém povrchu.
- Nevhodná obuv.
- Zanedbávání zah ívacího a protahovacího cvi ení.
- Ch ze s h lkami bez jejich využití.

2.4.4 Výb r hole pro NW

Správný výb r délky a materiálu hole je rozhodujícím faktorem p i pohodlném, správném a efektivním provozování NW.

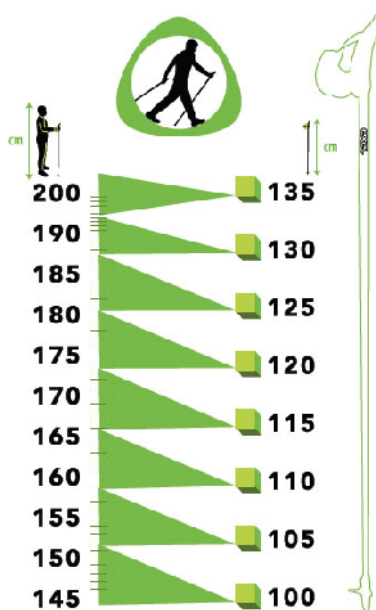
Jak vybrat správnou délku hole se u r zných odborník ílíší. Mira (2008) uvádí, že p i stojí spatném by p i držení hole m l být úhel v loketním kloubu pravý. Nebo zvolit koeficient délky hole 0,7 vynásobený výškou postavy.

Jauchová (2007) doporu uje zvolit délku hole asi o 5 cm nižší než p i držení s pravým úhlem v loketním kloubu (Obrázek 10).



Obrázek 10. Pravý uhel v loketním kloubu p i držení hole NW.

Podle Stejskalové (2009) vychází výpočet správné délky holí pro Nordic Walking z rovnice, ve které se tělesná výška násobí konstantou 0,68. Nordic Walking hole jsou buď teleskopické nebo mají konstantní délku 100-145 cm. U jednodílných holí se délka zvyšuje vždy o 5 cm, výpočetná délka se zaokrouhluje s přesností 5 cm. Pro méně zdatné jedince nebo ty, kteří s Nordic Walking začínají, jsou vhodnější variantou hole kratší (Obrázek 11). Například pro osobu vysokou 173 cm, je optimální délka holí 117,6 cm. V tomto případě je vhodná varianta délky hole 115 cm. Při správném výběru holí hraje roli vedle tělesné výšky i zdatnost, kloubní pohyblivost, proporce končetin a terén.



Obrázek 11. Určení správné délky hole podle výšky postavy (Stejskalová, 2009).

Hansen a Smith (2009) se ve svém výzkumu zabývali vlivem délky hole na energetický výdej a pohodlí při NW. Výzkumu se zúčastnilo 12 osob (11 žen a 1 muž) výšky $171,5 \pm 1,5$ cm, váhy $67,0 \pm 2,7$ kg a VO_{2max} $43,4 \pm 2,8$ ml·kg⁻¹·min⁻¹. Probandi šli celkem 6 testů. Běžná chůze, NW s ideální délkou hole a NW s holemi o 7,5 cm kratšími než je ideální délka a to na rovině a do 12 % stoupání. Ze závěrů vyplývá, že délka holí pohybující se 7,5 cm kolem doporučené délky nemá na pohodlí větší význam a energetická spotřeba je o 3 % vyšší u kratší varianty hole. Energetická spotřeba narostla u NW o 7 – 10 % ve srovnání s běžnou chůzí Hansen & Smith (2009).

Materiál, ze kterého je hole vyrobená, je rovn ě velmi d ležitý. Nejvhodn ějším materiálem je jist ě karbon. Je lehký, velmi dob e tlumí nárazy a nezp sobuje nep íjemné vibrace. Slou eniny hliníku jsou rovn ě dobré, ale s parametry vibrací nedosahují tak uspokojivých výsledk ě. Teleskopické hole se p íliš nedoporu ují z d vo du malého tlumení vibrací.

2.4.5 Vliv terénu na NW

Studie p edkládaná Schfferem, Knickerem, Dannohlem, a Struderem (2009) zkoumá vliv r zných terénu na úsilí vynaložené horními kon etinami p í NW. Zú astnilo se jí 13 žen (v k = 26 ± 4 roky, hmotnost = $58,5 \pm 4,2$ kg, výška = $168,1 \pm 4,6$ cm). Výzkum probíhal na t ech terénech (beton, um lá atletická dráha a p stovaný fotbalový trávník). Délka trati 1200 m. Výsledky neprokázali v tší souvislost mezi povrchem a úsilím vynaloženým horními kon etinami.

Pokud srovnáme výšku energetického výdeje p í ch zi v rozdílných terénech, vidíme velké rozdíly. Výchozí je ch ze po tráv , která je tém bezodporová, pak ch ze po zoraném poli je 1,5 krát náro n ější, v tvrdém sn hu 1,6 krát, po písku 1,8 krát a po hlubokém a m kkém sn hu až 3,0 krát náro n ější. P í normální ch zi z kopce se energetický výdej snižuje asi o 25 % oproti ch zi do kopce (v podobném rozmezí) (Má ek & Má ková, 1997).

2.4.6 Využití NW p í rehabilitacích a zdravotních komplikacích

Velmi dobrých výsledk ě a pozitivních ú ink ě NW je v poslední dob využíváno stále více.

NW má velmi pozitivní efekt u rehabilitace po akutním srde ním selhání. Kocur et al. (2008) zapojil do svého výzkumu 80 muž ě po srde ním selhání. Rozd lil je na 2 skupiny. Jedna provozovala b žnou rehabilita ní innost v podob ě b žné ch ze a druhá využila na totéž chodecké hole. Skupina využívající NW místo b žných procházek za azovaných do rehabilita ních pohybových aktivit dosahovala lepších výsledk ě ve fyzické výkonnosti (schopnost ujít ur itou vzdálenost) a koordinaci. (Kocur, Desku-Smielecka, Wilk, & Dylewicz, 2009)

Suija, et al., (2009) ordinoval dlouhodobé provozování NW u pacient trpících depresí. Pozoroval velmi pozitivní výsledky na nálad pacient ě. Významných rozdíl ě si také všimaly jejich rodiny. NW je velmi vhodná

pohybová aktivita u těchto pacientů. Svými pozitivními dopady zlepšuje jak fyzické, tak psychické vlastnosti člověka a tím pomáhá zlepšit celkovou kvalitu života těchto postižených osob.

Dalším významným využitím NW pozorujeme u pacientů s intermitentní klaudikací (bolest v dolní končetině vznikající při námaze a ustupující po zastavení). U osob trpících touto cévní poruchou byl zaznamenán velký pokrok v ušlé vzdálenosti. Vnímaná bolest nohou je ve srovnání s běžnou chůzí výrazně nižší i přes vyšší kardiopulmonální zatížení. NW je u osob s touto nemocí doporučována jako výborná pohybová aktivita na zvýšení tělesné výkonnosti (Oakley, Zwierska, Tew, Beard, & Saxton, 2008)

NW pomáhá zvýšit mobilitu u pacientů trpících Parkinsonovou chorobou. Příznivé účinky přetrvávají dlouhodobě. NW pomáhá zlepšit kvalitu jejich života. (van Eijkeren, et al., 2008)

Wendlova (2008) se zabývá biomechanickou analýzou přechodu NW na pacienty s osteoporotickou zlomeninou obratle. Vyvinula metodu chůze pro pacienty odlišnou od chůze zdravých lidí. Jde o „první sport“, který mohou takto postižení lidé provozovat. Mohou jít na procházky v přírodě s přáteli a rodinou. NW je tak osvobozuje od sociální izolace.

2.5 Rozdíly mezi NW a běžnou chůzí

Pro začlenění NW do pohybových aktivit člověka najdeme jistě mnoho argumentů.

- Zapojení svalstva horních končetin (posílení horních končetin a ramenních pletencí).
- Zvyšuje stabilitu.
- Šetří klouby dolních končetin.
- Uvolňuje útlak na oblast bederní, hrudní a krční páteře.

Figar-Fabre, Fabre, Leopardi a Schena (2009) uskutečnili výzkum, kterého se zúčastnilo 11 žen středního věku s obezitou. Měly za úkol popsat rozdíl ve vnímaném úsilí mezi NW a běžnou chůzí. Každá žena absolvovala celkem dva 5minutové testy běžnou chůzí, při rychlosti 4 km·hod⁻¹, sklonu +5 % a -5 %. Poté to samé s holemi. Výsledky ukázaly, že použití holí při chůzi vedlo

k významnému snížení vnímaného úsilí (RPE) nežli u běžných zkušebních soustavně se zvýšeným energetickým výdejem (Figar-Fabre, Fabre, Leopardi & Schena, 2009).

Další předkládaná studie nám již takový rozdíl mezi NW a běžnými zkušebními neprokázal. Výzkumu Perreyho a Fabreho (2008) se zúčastnilo 12 zdravých dobrovolníků (muži i ženy) ve věku 22 až 49 let. Všichni probandi šli po dobu 10 minut do 15% kopce, po rovině a poté z 15% kopce nejprve bez holí a poté s holemi. Sledované parametry (TF, spotřeba VO_2 a subjektivně vnímané úsilí RPE) se významně lišily parametry pouze u běžných zkušebních z kopce.

Lze říct, že chodecké hole mají statisticky významný vliv na zvýšení spotřeby kyslíku pouze při chůzi z kopce (Perrey & Fabre, 2008).

Existují také výzkumy, ve kterých je NW označena spíše jako méně vhodná pohybová aktivita pro osoby s onemocněním kloubů dolních končetin. Stief, et al. (2008) si ve své studii dává za úkol kvantifikovat rozdíly v zatížení kloubů dolních končetin u běžných zkušebních a NW. Studie se zúčastnilo 15 dobře trénovaných mužů. Z výsledků vyplynulo, že NW zatěžuje kolenní kloub více než běžná zkušební. Příčina těchto skutečností je popisována zejména delším krokem. Autoři na základě těchto výzkumů nedoporučují NW pro osoby, které se snaží snížit biomechanické zatížení dolních končetin.

Studie Jordana (2001) zkoumala metabolický výdej při vysoké intenzitě NW v terénu. Zapojilo se celkem 10 fyzicky dobře zdatných mužů průměrného věku 33,8 let, výšky 182,7 cm a váhy 85,3 kg. Všechny testované osoby absolvovaly test do *vita maxima*, jeden test běžných zkušebních bez holí a jeden test běžných zkušebních s holemi. Měření probíhalo v rozdílných dnech na trati o délce 1600 metrů. Test bez holí proběhl při stálé rychlosti odpovídající aerobní práci, kterou si účastníci sami zvolili. Test NW byl uskutečněn jako druhý. Průměrná rychlost běžných zkušebních bez holí byla $5,55 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $6,45 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ s holemi.

Výsledky studie ukazují, že průměrná TF při NW byla $137 \text{ tep}\cdot\text{min}^{-1}$, spotřeba kyslíku $20,7 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, kalorická spotřeba $9,2 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$ a subjektivní odhad namáhavosti zátěže (RPE) 13 oproti $101,6 \text{ tep}\cdot\text{min}^{-1}$, $5,6 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$ a 9 při chůzi bez holí. Při NW bylo vyhodnoceno, že TF odpovídá 75 % a VO_2 42 % maximální hodnoty. Při chůzi bez holí bylo zjištěno hodnoty 57 % a 24 %. Kalorická spotřeba byla vyšší o $3,7 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$ u NW oproti chůzi bez holí.

NW podstatně zvyšuje spotřebu kalorií než běžných zkušebních bez holí (Jordán, 2001).

Ketriina Kukkonen-Harjula pozorovala ve svém výzkumu úinek ch ze a NW na kardiorespira ní kondici a nervosvalovou koordinaci u 121 neobézních žen se sedavým zp sobem života ve v ku 50–60 let. Probandky byly náhodn rozd leny do dvou skupin (NW a normální ch ze). Celý program dokon ilo pouze 54 žen ze skupiny NW a 53 ze skupiny normální ch ze. Výzkum probíhal po dobu 13 týdn , kdy m ly ženy za úkol 4x týdn chodit 40 minut. Intenzita zatížení byla volena subjektivn podle pocitu, na 4 úrovn odpovídající 50 %, 65 %, 80 % a 100 % VO_{2max} . Na začátku výzkumu byla prům rná VO_{2max} 25,8 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$. Po absolvování výzkumu vzrostala tato hodnota tém stejn (u NW byla zvýšena o 2,5 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ a u normální ch ze o 2,6 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$). Klesla SF a hodnota laktátu u obou skupin, ale rozdíly nebyly významné.

Oba režimy pohybové aktivity zlepšily podobn fyzickou zdatnost, byly realizovatelné a bezpečné (Kettriina Kukkonen-Harjula, 2006).

Porcari (1999) ve svém výzkumu srovnává rozdíly mezi NW, ch zí s zát žovou vestou, se závažím v rukavicích a závažím na kotnících. Studie se zú astnili zdraví lidé ve v ku 18–72 let a lidé s onemocn ním srdce. Užívání závaží na ruku (záp stí, rukavice) o hmotnosti 1-3 libry zvýšilo TF o 6-13 $tep \cdot min^{-1}$ a energetickou spot ebu o 5-15 %. Závaží na kotnících o hmotnosti 1-3 libry zvýšilo TF o 4-6 $tep \cdot min^{-1}$ a energetickou spot ebu o 5-10 %. Rozdíly oproti ch zi bez závaží nebyly tak velké jako u závaží na ruku.

U NW se zvyšuje TF o 10-15 $tep \cdot min^{-1}$ a energetická spot eba je o 20-25 % v tší. U starších lidí a kardiak je užívání holí na NW tím nejefektivn jším zp sobem pro zvýšení intenzity ch ze (Porcari, 1999).

Rodgers (1995) pozoroval rozdíl v energetické spot eb mezi b žnou ch zí a NW. Výzkumu se zú astnilo 10 žen ($23,6 \pm 4$ roky, $58,5 \pm 5,5$ kg). Test se uskute nil na b hátku p i 0 % sklonu a rychlosti $6,7 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ po dobu 30 minut. Spot eba VO_2 p i NW dosáhla hodnot $20,5 \pm 1,2 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ a u b žné ch ze $18,3 \pm 2,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. TF byla u NW $132,5 \pm 19,2 \text{ tep} \cdot \text{min}^{-1}$, u b žné ch ze $121,5 \pm 21,2 \text{ tep} \cdot \text{min}^{-1}$, což p edstavuje statisticky významnou zm nu. Celková kalorická spot eba byla rovn ž vyšší u NW než u b žné ch ze ($173,7 \pm 20,9$ kcal oproti $140,7 \pm 27,2$ kcal), což je rovn ž statisticky významný rozdíl. U subjektivního odhadu namáhavosti (RPE) nebyly pozorovány výrazn jší rozdíly.

NW je zp sob, jak zvýšit kalorickou spot ebu p i submaximální zát ži u ch ze. Také p ináší zdravotní výhody jako celkové zlepšení složení t la a zvýšení aerobní kapacity (Rodgers, 1995).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavní cíl práce

Porovnat intenzitu zatížení při běžných zích a severských zích za použití ukazatel procenta maximální spotřeby kyslíku (%VO₂max) a procenta maximální tepové rezervy (%MTR).

Dílčí cíle

1. Analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu pásu na intenzitu zatížení při běžných zích.
2. Analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu pásu na intenzitu zatížení při NW.
3. Porovnat intenzitu zatížení mezi NW a běžnými zích.
4. Porovnat subjektivně vnímané úsilí při NW a běžných zích pomocí Borgovy stupnice.

Hypotézy

H 1: Energetický výdej (spotřeba O₂) při stejném zatížení (rychlost chůze a sklon terénu) je u NW vyšší než u běžných chůze.

Výzkumné otázky

1. Jaké je subjektivně vnímané úsilí v porovnání běžných chůze a NW (využití borgovy stupnice)?
2. Je NW vhodnější pohybová aktivita při redukci hmotnosti a u lidí s problémy pohybového aparátu než normální chůze?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika soubor

Testovaný soubor byl tvořen deseti studenty a zaměstnanci Fakulty tělesné kultury University Palackého v Olomouci (6 muži, 4 ženy). Průměrný věk probandů byl $27,2 \pm 1,9$ let, hodnoty BMI $23,5 \pm 2,5 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$, maximální spotřeba kyslíku (VO_2max) $53,4 \pm 7,6 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ u mužů a $46,6 \pm 7,5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ u žen.

Testování se uskutečnilo při standardních laboratorních podmínkách (teplota 20–24 °C, relativní vlhkost 40–60 % – klimatizace a zvlhčovač vzduchu). Všichni probandi byli předem informováni o průběhu všech testů. U nikoho nebyli pozorovány akutní příznaky nemoci. Dále byli požádáni zdržet se fyzicky náročné činnosti před samotným testem, vynechat požívání alkoholu alespoň 24 hodin před testováním a kouření cigaret 12 hodin a nekonzumovat větší množství jídla alespoň 2 hodiny před testem.

Základní statistické charakteristiky testovaného souboru zobrazuje **Tabulka 3**.

Tabulka 3. Základní statistické charakteristiky testovaného souboru.

Parametr		Celý soubor (n=10)	Muži (n=6)	Ženy (n=4)
v k [roky]	M	27,20	27,67	26,50
	SD	1,93	2,42	0,58
	min/max	25,00/31,00	25,00/31,00	26,00/27,00
hmotnost [kg]	M	72,70	82,67	57,75
	SD	14,18	5,35	7,68
	min/max	52,00/91,00	77,00/91,00	52,00/69,00
výška [cm]	M	173,70	179,87	164,75
	SD	8,93	5,97	5,38
	min/max	158,00/186,00	174,00/186,00	158,00/171,00
BMI [kg·m ⁻²]	M	23,54	25,07	21,24
	SD	2,46	1,08	2,11
	min/max	19,33/26,68	23,33/26,68	19,33/23,60
VO _{2max} [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	M	50,66	53,38	46,58
	SD	7,94	7,59	7,48
	min/max	38,10/65,80	44,10/65,80	38,10/55,20

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *min/max* – minimální /maximální hodnota, BMI – Body Mass Index, VO_{2max} – maximální spotřeba kyslíku.

4.2 Metodika sběru dat

4.2.1 Stupňovaný test do maxima

Všichni probandi se podrobili stupňovanému závažnému testu do maxima na běžecím ergometru LODE Valiant (Holandsko). Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Nemecko). Srdcová frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes počítač Polar do PC.

Stupňovaný test do maxima začíná zahájením organismu. Toto představuje 5 minut běhu při rychlosti 8 km·h⁻¹. Sklon pásu je první čtyři minuty 0 % a pátou minutu se zvýší na 5 %. Po další minutě se rychlost zvýší na 10 km·h⁻¹ a elevace zůstává. Následuje samotný test, kdy se každou minutu zvedne rychlost o 1 km·h⁻¹

¹. Po dosažení rychlosti $15 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ se zvedá pouze sklon a to o 5 % každou minutu. Test končí při vyerpání organismu, tj. nezvládnutí intenzity zatížení (subjektivní pocit maxima). Běžec je zpomalen na rychlost chůze, aby se mohly svaly vyplavit metabolity a jako prevence benigního pozátžového kolapsu.

Výstupem testu byla maximální spotřeba kyslíku ($\text{VO}_{2\text{max}}$) [$\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$] a přímo měřená maximální srdeční frekvence (TF_{max}). Hodnoty porovnávané zátěže byly vypočteny z hmotnosti probanda, rychlosti a sklonu pohyblivého pásu pomocí rovnice:

$$W = (\text{hmotnost} \cdot (2,2 + \text{rychlost} \cdot (2,11 + 0,25 \cdot \text{sklon})) - 151) / 10,5,$$

kteřá je součástí softwarového vybavení běžecského ergometru.

4.2.2 Zjištění hodnoty maximální tepové rezervy (MTR)

MTR je rozdíl mezi maximální tepovou frekvencí TF_{max} a klidovou tepovou frekvencí TF_{klid} ($\text{MTR} = \text{TF}_{\text{max}} - \text{TF}_{\text{klid}}$). TF_{klid} byla změřena probandem ráno po probuzení před jakoukoli fyzickou námahou. Podmínkou je absence déletrvající fyzicky namáhavé činnosti den před měřením. TF_{max} jsme zjistily z výstupních hodnot stupňovaného testu do maxima.

4.2.3 Realizace testu NW

Před samotným provedením testování NW se každá testovaná osoba podrobila nácviku techniky NW (viz. kapitola 4.2.3.1).

Testování NW proběhlo na kombinaci 4 rychlostí ($6,0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $7,2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) a 3 sklonů terénu (0 %, 5 % a 10 %), tedy celkem 12 testů. Test proběhl na běžecském ergometru LODE Valiant (Holandsko).

Každý test začínal pětiminutovým zaháťím na příslušné rychlosti, po kterém následoval desetiminutový měřný úsek, z něhož jsme sbírali potřebné data.

Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Nemecko). Srdeční frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do PC.

Všechny výstupní hodnoty byly převedeny do tabulkového editoru Microsoft Excel, aby mohli být dále zpracovány.

Po adí jednotlivých testů bylo voleno náhodně.

Na holích byl nainstalován měřicí systém pro monitorování axiální síly v holích při severské chůzi (MPAF) [System For Monitoring of the Pole Axial Force in Nordic Walking] vyvinutý na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci. Výstupní data získané z tensometru nebudou v mé práci zpracovávány a budou součástí jiné práce.

4.2.3.1 Nácvik techniky NW

Testování severské chůze předcházeli krátký nácvik této techniky. Správná technika NW patří mezi nejpodstatnější faktory ideální fyziologické reakce organismu na NW. Proto byl nácviku techniky v novém dostatek času.

Technika NW není příliš složitá a vychází z přirozeného pohybu chůze. Předchozí zkušenost s klasickým lyžováním nám umožňuje nácvik techniky ulehčit. Techniku lze zvládnout po jedné až dvou tréninkových jednotkách, ale žádoucí zautomatizování pohybu trvá déle a vyžaduje pravidelný trénink.

Nejprve se zamíříme na stídnou práci rukou a nohou. Hole uchopíme uprostřed v jejich těžišti a jdeme přirozenou rychlostí. Upozorujeme na uvolněný pohyb v ramenním kloubu (všech svalů pletence ramenního). Postupně prodlužujeme krok, pata se dotýká podložky jako první. Váha je přenesena přes celé chodidlo. Odraz začíná odlepením paty od podložky a končí impulsem přední částí prstu.

Dáváme pozor na souasný pohyb vpřed souhlasnou horní a dolní končetinou. Další chybou může být nesynchronický, příliš pomalý nebo rychlý pohyb paží vzhledem k frekvenci kroků.

Po zvládnutí předchozího cvičení začneme používat hole. Nejprve se odrazíme od hole jen malou silou a postupně zvyšujeme úsilí. Při přenesení hole ze „zadní“ polohy do „přední“ dbáme na uvolnění svalů pletence ramenního. Kroky by měly být delší než při běžné chůzi. Tělo mírně v předklonu (Mira, 2009).

4.2.4 Realizace testů běžné chůze

Testování běžné chůze proběhlo na kombinaci 4 rychlostí ($6,0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $7,2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) a 3 sklonů terénu (0 %, 5 % a 10 %), tedy celkem 12 testů. Test proběhl na běžecím ergometru LODE Valiant (Holandsko).

Každý test začínal pětiminutovým zahájením na předepsané rychlosti, po kterém následoval desetiminutový měřicí úsek, za který jsme sbírali potřebné data.

Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Nemecko). Srdcová frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do PC. Frekvence kroků byla měřena přístrojem Actigraph (USA).

Všechny výstupní hodnoty byly převedeny do tabulkového editoru Microsoft Excel, aby mohli být dále zpracovány.

Po ukončení jednotlivých testů bylo voleno náhodně.

4.3 Statistické zpracování dat

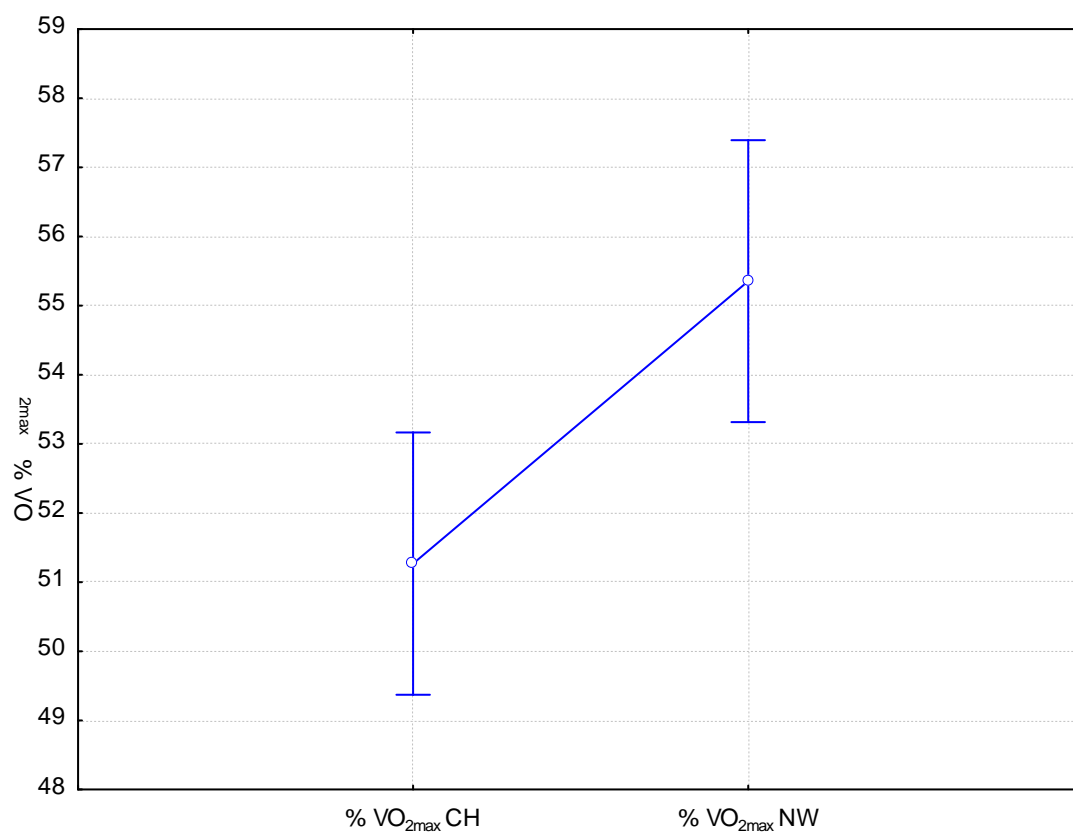
Aktuální hodnoty spotřeby kyslíku a tepové frekvence byly převedeny na % VO_{2max} respektive % MTR, za což byl vypočítán průměr pro měřicí desetiminutový úsek (příloha 1.). Výsledné hodnoty jednotlivých osob byly zpracovány po variantách rychlosti a sklonu. Výsledkem je průměrná procenta VO_{2max} a procenta MTR pro každou variantu rychlosti a sklonu. K popsání variability jsme použili směrodatnou odchylku. Ke zpracování těchto dat jsme použili počítačový program MS Excel 2002. Ke statistickému zpracování jsme použili program STATISTICA 6.0.

Pro porovnání závislých proměnných jsme použili ANOVU. V případě zjištění statisticky významného rozdílu jsme provedli následnou analýzu pomocí LSD testu. Hladinu významnosti α jsme stanovili na úrovni 0,05.

5 VÝSLEDKY

5.1 Porovnání spot eby kyslíku

Použití holí vede ke statisticky významnému zvýšení spot eby kyslíku o 4,1 % (Obrázek 12). Průměrná hodnota spot eby kyslíku všech sledovaných úsek všech probandů činila při NW 55,1 % VO_{2max} (SD=14,9). Při běžné chůzi tato průměrná hodnota spot eby kyslíku činila 51,0 % VO_{2max} (SD=14,9), (příloha 2).



Výšivky: % VO_{2max} – procento maximální spot eby kyslíku, CH – běžná chůze, NW – severská chůze.

Obrázek 12 Spot eba kyslíku při běžné chůzi a NW (průměrné hodnoty všech sledovaných úseků) (n=10).

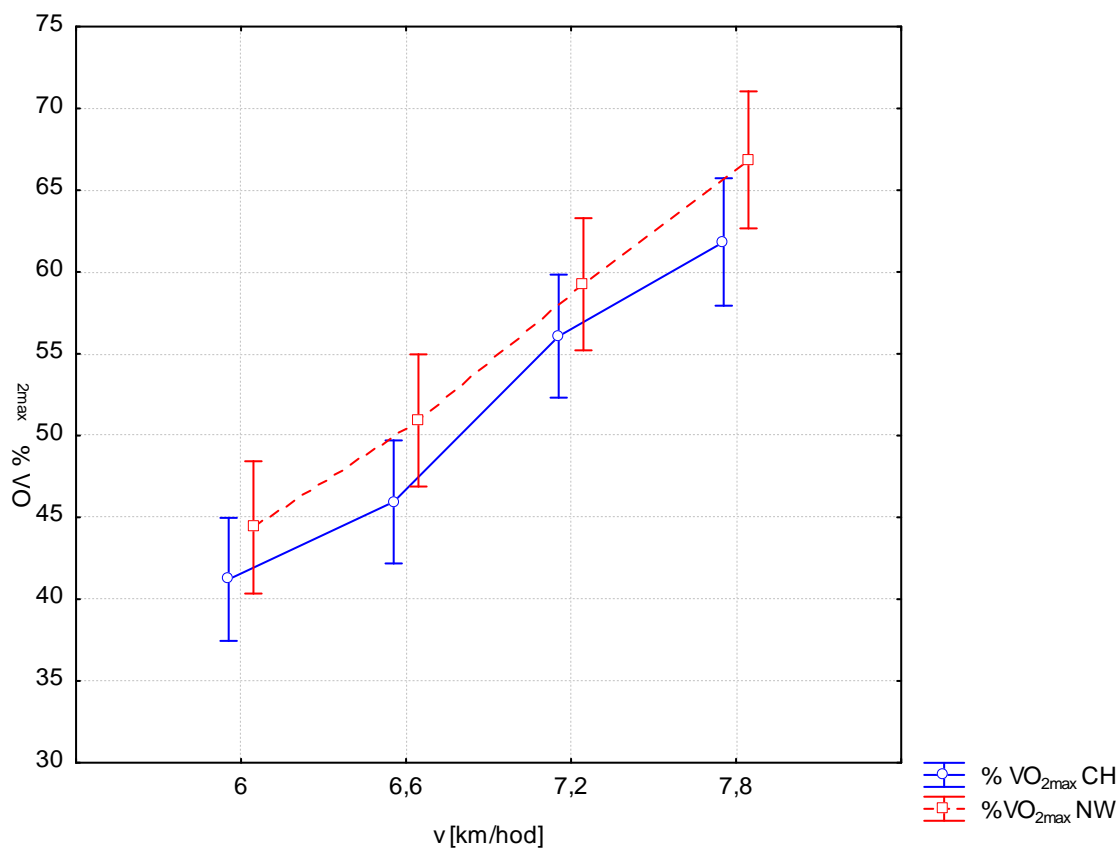
Srovnání průměrných hodnot spotřeb kyslíku všech testovaných osob po jednotlivých variantách rychlostí a sklonů nám zobrazuje Tabulka 4. Můžeme vidět, že u všech intenzit zatížení došlo u NW ke zvýšení spotřeb kyslíku. Výjimkou je pouze intenzita zatížení na úrovni rychlosti 7,8 km·hod⁻¹ a sklonu 5 % kde došlo k mírnému poklesu spotřeb kyslíku při použití holí. Ke statisticky významnému nárůstu spotřeb kyslíku u NW oproti běžné chůzi došlo pouze při chůzi po rovině u rychlostí 6,6 km·hod⁻¹ a 7,8 km·hod⁻¹.

Tabulka 4. Průměrné hodnoty spotřeb kyslíku u jednotlivých variant rychlostí a sklonů.

% VO ₂ max		CH		NW		p
rychlost	sklon	% VO ₂ max		% VO ₂ max		
km/h	%	M	SD	M	SD	
6	0	32,36	1,29	35,99	1,53	0,149
6	5	43,30	1,87	46,64	1,43	0,158
6	7,5	47,97	1,50	50,52	1,77	0,310
6,6	0	35,42	1,41	41,62	1,67	0,015
6,6	5	47,93	1,58	52,73	1,58	0,057
6,6	7,5	54,50	1,38	58,43	1,92	0,119
7,2	0	44,92	1,71	48,26	1,67	0,185
7,2	5	58,27	1,70	59,88	1,67	0,521
7,2	7,5	65,04	2,08	69,61	1,90	0,070
7,8	0	51,95	1,44	59,30	1,96	0,004
7,8	5	67,11	2,16	66,29	2,07	0,303
7,8	7,5	70,01	2,16	74,97	2,58	0,062

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – severská chůze, % VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

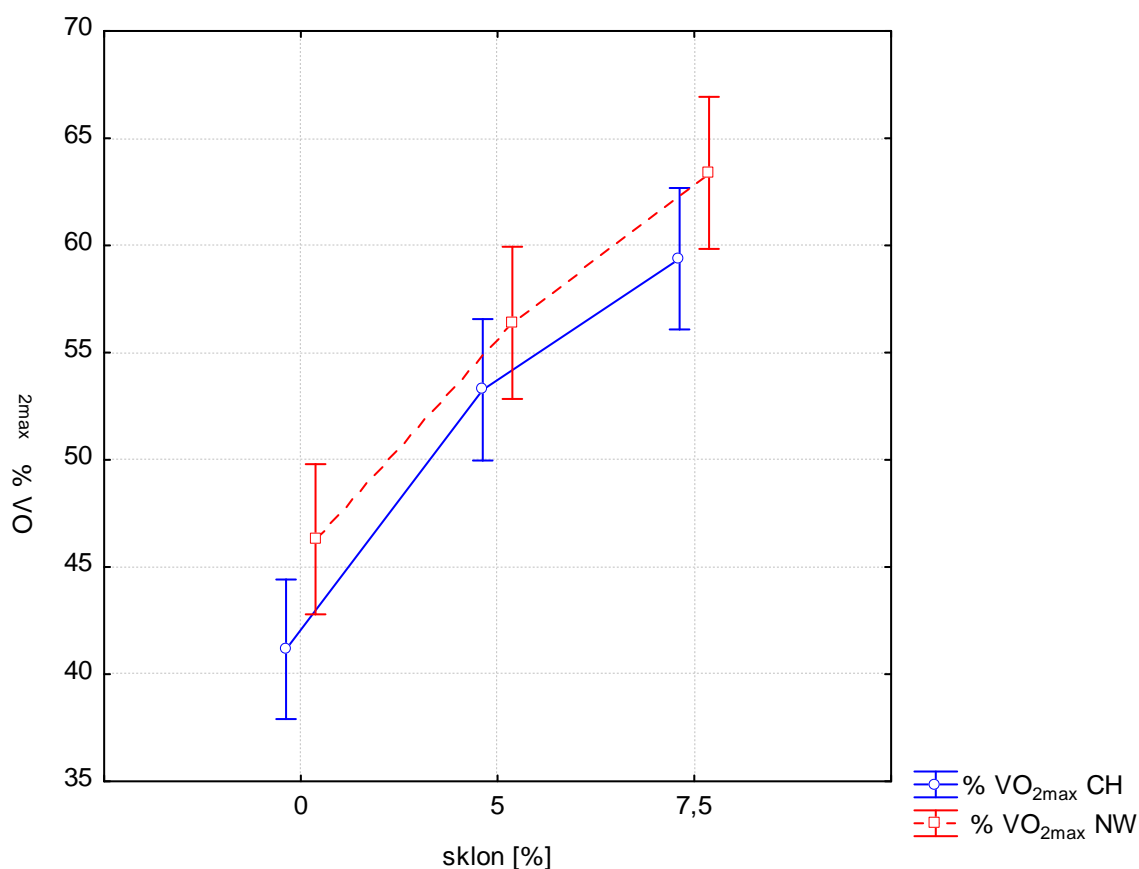
Srovnání spot eby kyslíku u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon ukázalo vždy vyšší hodnoty p i ch zi s holemi než u b žné ch ze. Toto navýšení bylo 3,2 % u rychlosti 6 km·hod⁻¹, 5 % u rychlosti 6,6 km·hod⁻¹, 3,2 % u rychlosti 7,2 km·hod⁻¹ a 5,1 % u rychlosti 7,8 km·hod⁻¹ (Obrázek 13). Všechny tyto rozdíly porovnané pomocí LSD testu jsou statisticky významné (p íloha 4).



Vysv tlivky: % VO_{2max} – procento maximální spot eby kyslíku, CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze.

Obrázek 13. Porovnání spot eby kyslíku b žné ch ze a NW u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon.

Jestliže porovnáme spot ebu kyslíku u jednotlivých sklon terénu bez ohledu na rychlost, dostaneme vždy navýšení p i NW oproti b žné ch zi. Toto navýšení činí 5,1 % u sklonu 0 %, 3,13 % u sklonu 5 % a 4 % u sklonu 7,5 % (Obrázek 14). Všechny tyto rozdíly srovnané pomocí LSD testu jsou statisticky významné (p íloha 4).

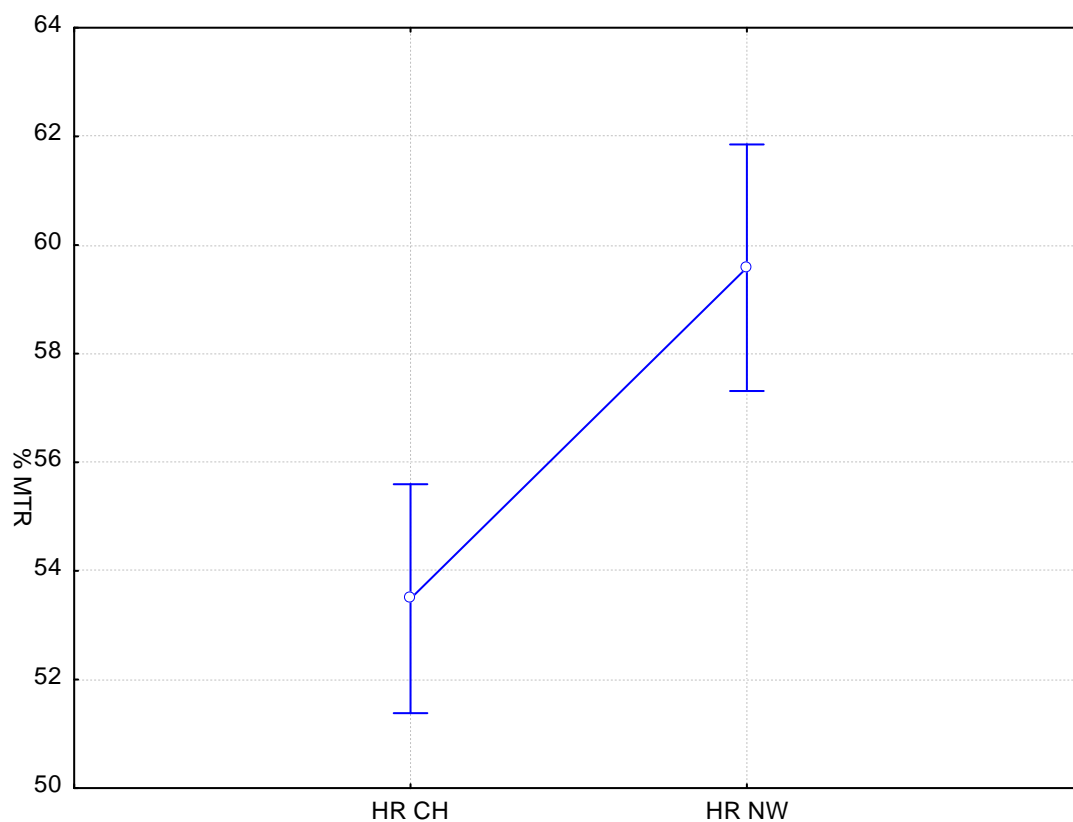


Vysv ílivky: % VO_{2max} – procento maximální spot eby kyslíku, CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze.

Obrázek 14. Porovnání spot eby kyslíku mezi b žnou ch zí a NW u jednotlivých sklon bez ohledu na rychlost.

5.2 Porovnání procenta z maximální tepové rezervy (%MTR).

Použití holí p i ch zi vede ke statisticky významnému zvýšení tepové frekvence o 6,2 % z MTR (Obrázek 15). Pr m rná hodnota tepové frekvence v procentech MTR všech m ených úsek všech proband inila p i NW 59,3 % (SD=15,7). P i b žné ch zi byla tato hodnota 53,2 % (SD=16,4). Tento rozdíl, který inil 6,2 % je statisticky významný (LSD test), (p íloha 5).



Vysv tlivky: MTR – maximální tepová rezerva, HR – srde ní frekvence, CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze.

Obrázek 15. Tepová frekvence v % MTR p i b žné ch zí a NW (pr m rné hodnoty všech sledovaných úsek) (n=10).

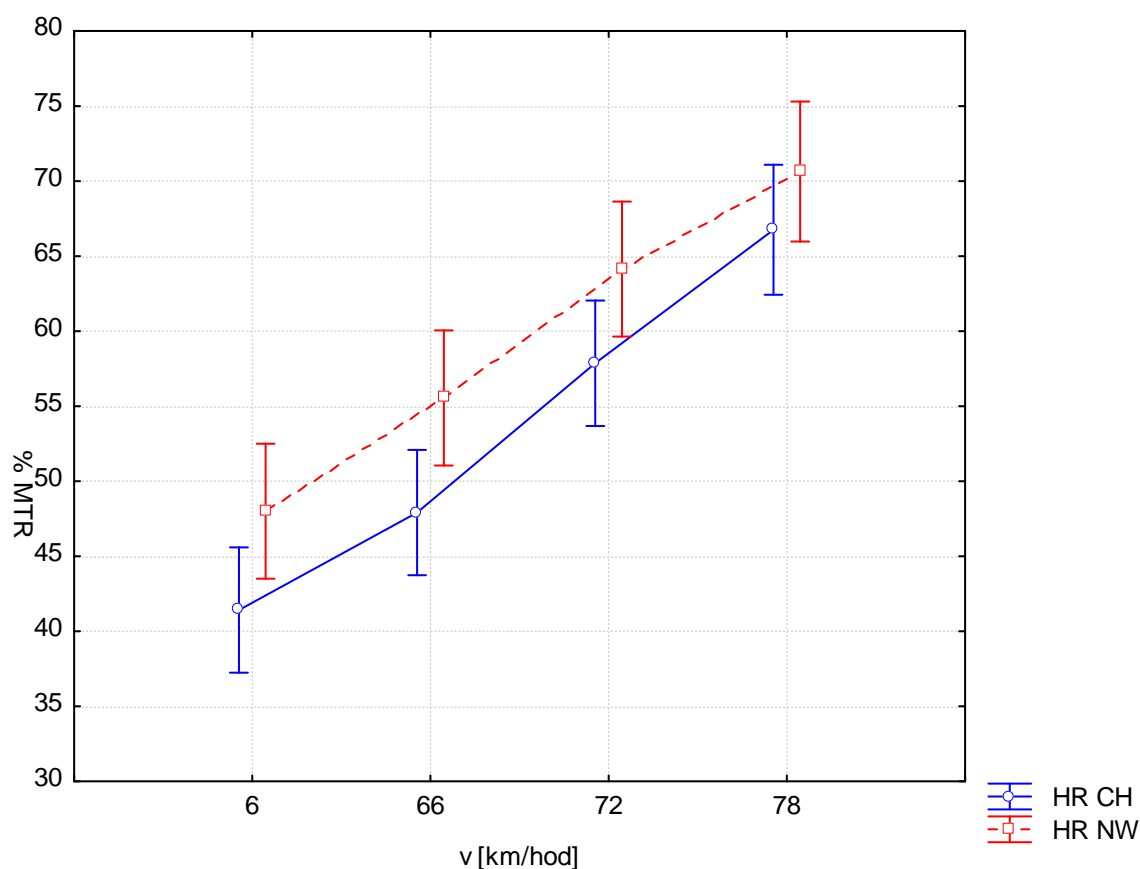
Srovnání průměrných hodnot tepové frekvence vyjádřené v procentech MTR všech testovaných osob po jednotlivých variantách rychlostí a sklonů nám zobrazuje Tabulka 5. Můžeme vidět, že u všech intenzit zatížení došlo u NW ke zvýšení tepové frekvence. Statisticky významnému nárůstu tepové frekvence u NW oproti běžné chůzi byl pouze u variant rychlosti a sklonu: rychlost 6,0 km·hod⁻¹ při chůzi po rovině a při sklonu 5 %, dále u rychlosti 6,6 km·hod⁻¹ při chůzi po rovině a při sklonu 5 %, a u rychlosti 7,2 km·hod⁻¹ při chůzi po rovině.

Tabulka 5. Průměrné hodnoty tepové frekvence u jednotlivých variant rychlostí a sklonů

			CH		NW		
	rychlost	sklon	%MTR		%MTR		p
	km/h	%	M	SD	M	SD	
	6	0	32,53	1,75	40,15	1,55	0,019
	6	5	43,56	1,29	50,42	1,84	0,035
	6	7,5	48,17	1,64	53,43	2,06	0,105
	6,6	0	38,50	1,48	48,01	1,72	0,003
	6,6	5	49,12	1,53	57,63	1,71	0,010
	6,6	7,5	56,11	1,75	61,02	2,57	0,130
	7,2	0	46,41	1,38	56,29	2,28	0,003
	7,2	5	60,35	2,53	66,84	2,28	0,470
	7,2	7,5	66,83	1,92	69,29	2,48	0,446
	7,8	0	55,88	2,00	62,19	2,40	0,052
	7,8	5	71,29	2,52	71,35	2,62	0,484
	7,8	7,5	75,43	2,25	78,36	2,93	0,390

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – severská chůze, MTR – maximální tepová rezerva, *p* – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

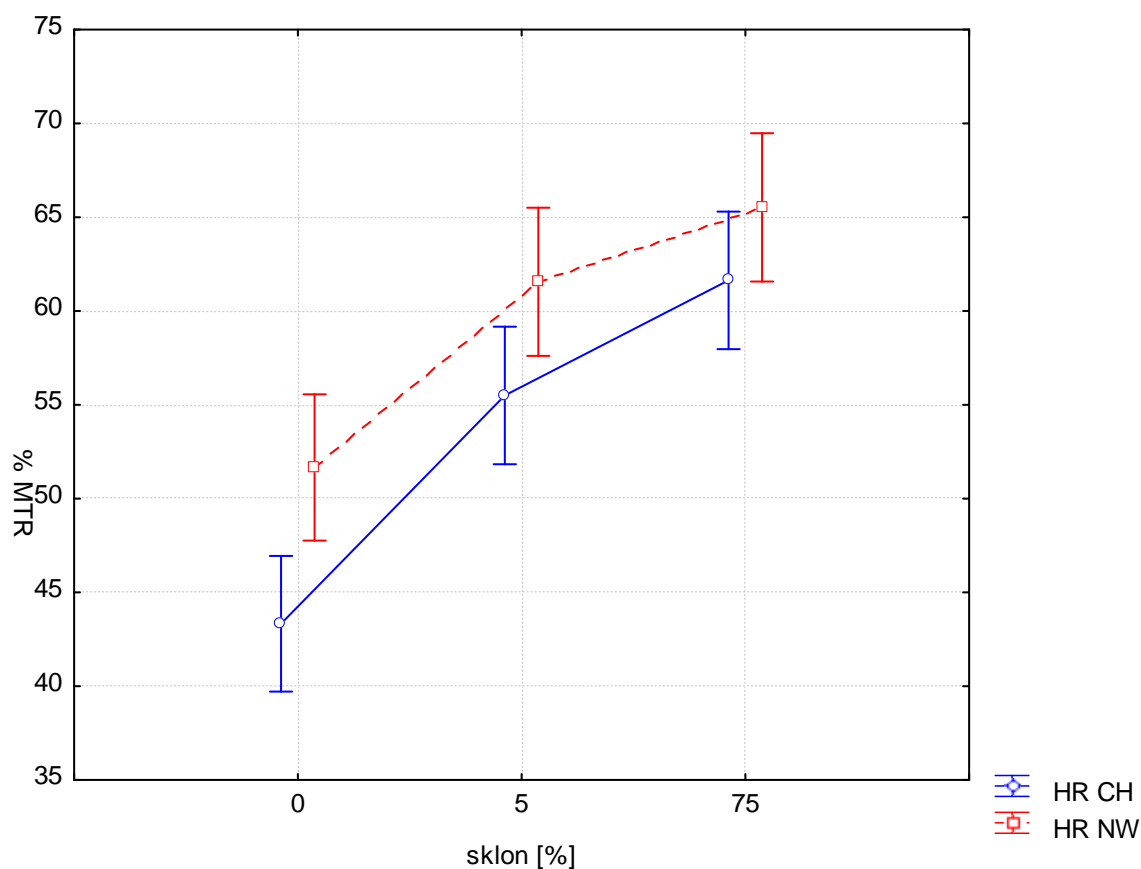
Srovnání ukázalo, že tepová frekvence vyjádřená v % MTR u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon, byla vždy vyšší u NW. Toto navýšení činilo 6,6 % u rychlosti 6 km·hod⁻¹, 7,6 % u rychlosti 6,6 km·hod⁻¹, 6,3 % u rychlosti 7,2 km·hod⁻¹ a 4 % u rychlosti 7,8 km·hod⁻¹ (Obrázek 16). Všechny tyto rozdíly srovnané pomocí LSD testu jsou statisticky významné (p-íloha 6).



Vysvětlivky: MTR – maximální tepová rezerva, HR – srdeční frekvence, CH – běžná chůze, NW – severská chůze.

Obrázek 16. Porovnání tepové frekvence vyjádřené v % MTR při běžné chůzi a NW u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon.

Srovnání ukázalo, že tepová frekvence vyjádřená v % MTR u jednotlivých sklon terénu bez ohledu na rychlost, je při použití holí vždy vyšší. Toto zvýšení činí 8,3 % u ch ze po rovině, 6,2 % u p tí procentního sklonu a 3,9 % u sklonu 7,5 % (Obrázek 17). Všechny tyto rozdíly porovnané pomocí LSD testu jsou statisticky významné (p íloha 7).



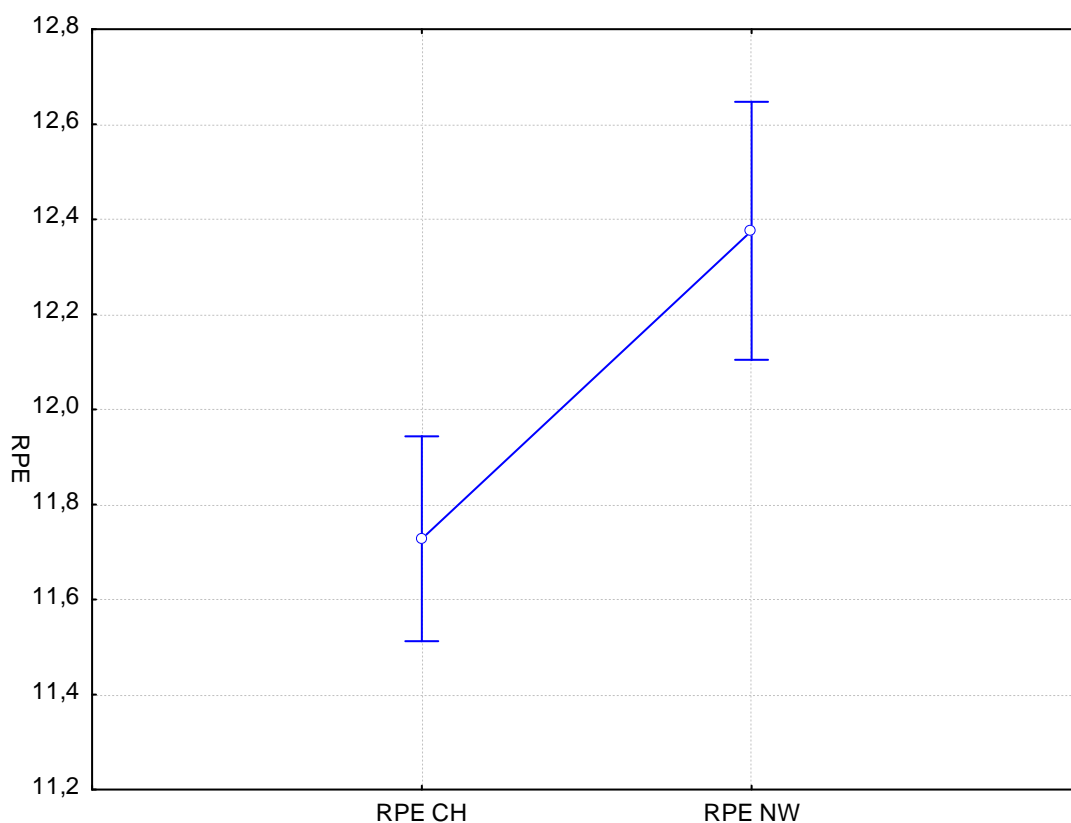
Vysvětlivky: MTR – maximální tepová rezerva, HR – srdeční frekvence, CH – běžná chůze, NW – severská chůze.

Obrázek 17. Porovnání tepové frekvence vyjádřené pomocí % MTR při běžné chůzi a NW u jednotlivých sklonů bez ohledu na rychlost.

5.3 Porovnání subjektivn vnímaného úsilí RPE.

Použití holí p i ch zi vede ke statisticky významnému zvýšení subjektivn vnímaného úsilí (RPE) o 0,653 bod borgovi škály (Obrázek 18). Pr m rná hodnota vnímaného úsilí (RPE) všech m ených úsek všech proband inila p i NW 11,66 bod (SD=2,5). P i b žné ch zi byla tato hodnota 12,31 (2,7) bod . P evedeme li RPE body na procentuální hodnoty zjistíme, že rozdíl iní 4,4 %.

$$\% \text{ RPE} = (100 \cdot 0,653) / 15$$



Vysv tlivky: RPE – subjektivn vnímané úsilí, CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze.

Obrázek 18. Celkové srovnání subjektivn vnímaného úsilí (RPE) mezi b žnou ch zí a NW

6 DISKUSE

Testování b žné ch ze a NW v laborato i fyziologie zát že FTK UP by m lo zajistit stejné podmínky pro všechny testy a probandy. Vedoucí testování zajiš oval dohled nad pr b hem testu a snažil se opravovat p ípadné chyby v technice p edevším u NW. Tímto bylo zajišt no co možná nejvíce standardizovaných podmínek testování, aby vznikaly co možná nejmenší chyby u nam ených hodnot. Výzkum popisovaný v této práci je pilotní. Testovaný soubor tvo il celkem deset osob. Každá abnormalita u n koho z proband m že test významn statisticky ovlivnit, sou asnosti probíhá m ení, aby se testovaný soubor rozší il na osob dvacet. Analýza z rozší eného souboru bude sou ástí dalších prací.

Hlavní cíl mojí práce byl porovnat intenzitu zatížení mezi b žnou ch zí a NW. Výsledky ukazují, že p i porovnání všech m ených úsek došlo u NW statisticky významného zvýšení spot eby kyslíku o 4,1 % oproti u b žné ch zi. Statisticky významn vyšší byla p i NW také srde ní frekvence vyjád ená v procentech maximální tepové rezervy a to o 6,2 %. Toto zvýšení intenzity zatížení je vysv tleno tím, že p i NW je zapojeno v tší množství svalových skupin. Jedná se p edevším o svaly pletence ramenního a svaly zad (Laukkanen, 2009).

Knight a Caldewel (2000) zjistili, že zapojení horní poloviny t le b hem NW, umožní redukcí nárok na svalstvo dolních kon etin. Zapojené svaly horních kon etin však mají relativn v tší metabolické nároky a nižší pracovní ú innost. Glasheen a MacMahon (1995) popisují, že metabolické nároky (vztažené k hmotnosti sval) jsou p i užití svalstva horních kon etin 2–4krát vyšší, než u svalstva dolních kon etin. Proto i když klesá energetický výdej sval dolních kon etin, celkový energetický výdej stoupá.

U spot eby kyslíku nedošlo k tak velkému nár stu jako u srde ní frekvence. Toto bychom mohli vysv tlit studií Hamara a Lipkové (2001), kte í popisují vysokou korelaci srde ní frekvence a spot eby kyslíku spíše u vytrvalostních aktivit (nap . b h). U t chto aktivit se zapojují velké svalové skupiny s vyšším podílem svalových vláken I. typu (slow oxidative), které mají vyšší schopnost

extrahovat kyslík. Naopak nižší korelace nastává u silových cvičení, kdy při relativně nízké úrovni VO_2 dochází k vysokým hodnotám srdeční frekvence. NW je vlastně silové cvičení pro horní končetiny, a proto nedochází u severské chůze k tak velkému nárůstu spotřeby kyslíku jako srdeční frekvence. Dalším vysvětlením vztahu nárůstu srdeční frekvence než spotřeby kyslíku, je zvýšení nitrohrudního tlaku při práci horní poloviny těla u NW. Vztah nitrohrudní tlak zhoršuje podmínky pro práci srdce (zmenšuje systolický objem). Aby byl zachován celkový srdeční výdej, musí dojít ke zvýšení tepové frekvence.

Pokud budeme pozorovat vliv rychlosti na odpověď organismu bez ohledu na to, jestli jsme použili hole nebo ne, zjistíme, že nárůst spotřeby kyslíku je lineární s rostoucí rychlostí. Vliv sklonu má stejný důsledek (příloha 8). Na srdeční frekvenci má zvýšení intenzity zatížení zvednutím rychlosti i sklonu podobný efekt. Tyto přírůstky jsou logickým důsledkem zvyšování zatížení.

Další rozbor provedeme porovnáním spotřeby kyslíku mezi běžnou chůzí a NW u jednotlivých intenzit zatížení (Tabulka 4). Ve všech případech došlo u NW ke zvýšení spotřeby kyslíku. Výjimkou je pouze intenzita zatížení na úrovni rychlosti $7,8 \text{ km} \cdot \text{hod}^{-1}$ a sklonu 5 % kde došlo k mírnému poklesu spotřeby kyslíku při použití holí. Rozhodujícím faktorem u NW je velikost síly vynaložené horními končetinami. Perrey a Fabre (2008) zjistily, že velikost energetického výdeje závisí na úsilí vynaloženém horními končetinami. Předpokládáme, že právě u rychlosti $7,8 \text{ km} \cdot \text{hod}^{-1}$ a sklonu 5 % bylo v průměru použito menšího úsilí horních končetin. Součástí našeho testování bylo i použití tensometru na holích, které snímaly sílu vyvíjenou horními končetinami. Zpracování a vyhodnocení těchto dat je nad rámec této práce. Zpracování dat budou součástí dalších prací.

Porovnáme-li rozdíl v srdeční frekvenci u jednotlivých variant rychlosti a sklonu zjistíme, že u všech intenzit zatížení došlo při použití holí k nárůstu srdeční frekvence (% MTR), (Tabulka 5). Statisticky významný rozdíl v nárůstu srdeční frekvence vyjádřený v % MTR byl v pěti variantách rychlosti a sklonu, zatímco u spotřeby kyslíku pouze ve dvou případech. Jak jsme již ekli výše, důvod vidíme v silovém charakteru cvičení horních končetin, tedy v malém využití dodávaného kyslíku do svalových partií i ve zhoršených podmínkách pro práci srdce.

V první výzkumné otázce jsme se ptali, zda se při zvyšujícím se zatížení (rychlost chůze a sklon terénu) zmenšuje rozdíl energetického výdeje (spoteba O_2) mezi běžnou chůzí a NW. Graf (Obrázek 13) nám ukazuje, jak stoupá spoteba kyslíku, zvyšujeme-li rychlost. Kivky spoteba kyslíku nemají tendenci se přibližovat. Zvyšujeme-li intenzitu zatížení zvedáním sklonu terénu (Obrázek 14), vyvodíme stejný závěr. Výsledky nám tedy říkají, že intenzita zatížení nemá vliv na rozdíl v energetickém výdeji mezi NW a běžnou chůzí.

Jestliže uděláme stejný rozbor u srdeční frekvence, dostaneme se k odlišným závěrům. U rychlosti $6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ je tepová frekvence vyjádřená v % MTR při NW o 6,6 % vyšší než u běžné chůze, u rychlosti 7,8 pak o 4 %. Mezi nejnižší a nejvyšší rychlostí tedy dojde k poklesu rozdílu srdeční frekvence v % MTR o 2,6 % (Obrázek 16). Mezi nejnižším a nejvyšším sklonem je potom dokonce pokles rozdílu 4,3 % (Obrázek 17). Lze z toho usuzovat, že se zvyšujícím se zatížením klesá rozdíl mezi srdečními frekvencemi u NW a běžnou chůzí.

Další ukazatel zatížení je subjektivně vnímané úsilí (RPE). Ve druhé výzkumné otázce se ptáme jaký je rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí (RPE) při použití holí a při běžné chůzi. Výsledky ukázali, že subjektivně vnímané úsilí (průměr všech měření všech testovaných osob) bylo při severské chůzi vyšší než při chůzi běžné. Tento rozdíl byl statisticky významný a činil 0,653 bodů Borgovy stupnice ($11,7 \pm 2,5$ u běžné chůze a $12,3 \pm 2,7$ u chůze s holemi). V procentuálním vyjádření je tento rozdíl 4,4 %. Použití holí tedy vedlo ke statisticky významnému zvýšení subjektivně vnímaného úsilí (RPE). Perrey a Fabre (2008) ve své studii statisticky významný rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí (RPE) mezi běžnou chůzí a NW nezaznamenali. Vnímané úsilí bylo při běžné chůzi (RPE $9,9 \pm 2,6$) a při použití holí (RPE $10,2 \pm 2,3$). Použití holí tedy nevedlo ke snížení ani ke zvýšení subjektivně vnímaného úsilí (RPE). Jacobson et al. (2000) a Knight a Caldwell (2000) ve svých studiích zaznamenali pokles vnímaného úsilí RPE při použití holí. Perrey a Fabre (2008) tohle protichůdné zjištění vysvětlují rozdílností výzkumných designů spočívajících zejména v délce trvání, které sebou přinášela rozdílnou kumulaci únavy. Tohle vysvětlení zmíněných autorů se nám zdá poněkud vágní. Domníváme se, že hlavním důvodem byla technika zábrhu holí ve smyslu síly vyvíjené na hůl. To však v žádné z citovaných studií sledováno nebylo.

Srovnáme-li navýšení vnímaného úsilí u NW (4,4 %) a navýšení spot eby kyslíku u NW (4,1 %) oproti běžné chůzi nám ukázalo, že při stejné spot eby kyslíku byl podobný zvýšení vnímanému úsilí (RPE). Při stejném energetickém výdeji (spot eba kyslíku) u běžné chůze a NW tedy nedochází k významnějším rozdílům v subjektivně vnímaném úsilí.

Příloha 9. nám zobrazuje rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí mezi běžnou chůzí a NW u jednotlivých variant rychlostí a sklonů. S výjimkou dvou nejnižších intenzit zatížení, kterým byla rychlost $6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ při chůzi po rovině a při 5 % sklonu došlo u NW ke zvýšení vnímaného úsilí (RPE). Toto zvýšení bylo statisticky významné u pěti variant rychlosti a sklonu (chůze po rovině při rychlosti $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a při chůzi do 7,5 % kopce a rychlosti $6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a $7,2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$). Z těchto výsledků nemůžeme jednoznačně usuzovat, jestli má intenzita zatížení v podobě rychlosti a sklonu terénu vliv na subjektivně vnímané úsilí (RPE).

Subjektivně vnímané úsilí lze špatně exaktně změřit. Hodnoty jsou do velké míry ovlivněny stavem organismu testované osoby (únava, psychika, nemoc atd.). Také fakt, že testy nebyly uskutečnány v jeden den mohl ovlivnit „stejně“ hodnocení vnímaného úsilí. Rovněž tyto data, shromážděná z testovaného souboru šestičlenného pouze deset osob, mohli být významně statisticky ovlivněna každou špatně určenou hodnotou subjektivně vnímaného úsilí. Proto budou tyto data podrobněji prozkoumány až v následujících studiích s rozšířeným testovaným souborem na dvacet osob.

V hypotéze jsme se zabývali otázkou, jestli energetický výdej (spot eba O_2) při stejném zatížení (rychlost chůze a sklon terénu) je u NW vyšší než u běžné chůze. Porovnáme-li průměry všech měřených úseků všech testovaných osob, dojde ke zvýšení spot eby kyslíku o 4,1 %, což je statisticky významný rozdíl. Pokud srovnáme jednotlivé varianty sklonu, je statisticky významné zvýšení spot eby kyslíku pouze u dvou variant rychlosti a sklonu (chůze po rovině, rychlost $6,6 \text{ km} \cdot \text{hod}^{-1}$ a $7,8 \text{ km} \cdot \text{hod}^{-1}$), (Tabulka 4). Podmínky hypotézy se tedy nepotvrdily a z tohoto důvodu ji zamítáme.

Ve výzkumné otázce jsme se ptali, jestli se zmenšuje rozdíl v energetickém výdeji (spot eba O_2) mezi běžnou chůzí a NW se zvyšujícím se zatížením (rychlost chůze a sklon terénu). Jestliže se podíváme na rozdíl v energetickém

výdeji mezi běžnou chůzí a NW u nejnižší rychlosti (3,2 % z VO_{2max}) a nejvyšší rychlosti (5 %) zjistíme, že rozdíl v těchto úselech nebyl statisticky významný.

NW lze považovat za vhodnější pohybovou aktivitu než běžnou chůzi, zejména pro osoby s problémy pohybového aparátu (Oakley, 2008) i pacienty trpící nadváhou (Figar-Fabre, Fabre, Leopardi, & Schena, 2009). Při použití holí dojde k navýšení energetického výdeje oproti běžné chůzi, aniž by se musela zvedat rychlost i sklon, což je u těchto lidí často limitující faktor. Práce se rozdělí do většího počtu svalových skupin a nedochází tak k přetížení určitých partií těla.

Výsledky této studie mohou být ovlivněny způsobem výběru probandů. Testovaný soubor nebyl vytvořen náhodným výběrem, ale byl založen na dobrovolnosti.

7 ZÁV RY

M ůžeme konstatovat, že se nám poda ilo dosáhnout hlavního i všech díl ích cíl ů práce. Stanovenou hypotézu jsme zamítli, jelikož nebyly spln ny podmínky pro její potvrzení. Poda ilo se nám zodpov d t na všechny výzkumné otázky.

Hlavním cílem práce bylo porovnat intenzitu zatížení mezi b ůžnou ch z í a NW. Prvním ukazatelem byl energetický výdej (spot eba kyslíku). Výsledky ukázaly, že použití holí p i ch z í v pr m ru všech m ění zvýší energetický výdej (spot eby kyslíku) oproti b ůžné ch z í o 4,1 %. Jedná se o statisticky významný rozdíl.

Druhým ukazatelem intenzity zatížení byla srde ní frekvence. Tady výsledky ukázaly, že severská ch ze zvýší srde ní frekvenci v pr m ru všech m ění o 6,2 % z MTR oproti b ůžné ch z í. Tento rozdíl je statisticky významný. P i použití holí dojde v pr m ru všech m ění k v tšímu zvýšení srde ní frekvence (6,2 % z MTR) než energetického výdeje (4,1 % z VO_{2max}). Tento rozdíl zd vod ujeme zhoršením podmínek pro práci srdce po zapojení horních kon etin p i NW. Tím dochází ke zmenšení systolického objemu a s tím související zvýšení tepové frekvence.

Jeden z díl ích cíl ů byl popsat vliv rychlosti a sklonu na intenzitu zatížení p i b ůžné ch z í. P i zvyšování rychlosti a sklonu b ůžícího pásu roste spot eba kyslíku u b ůžné ch ze. Na intenzitu zatížení p i ch z í s holemi má zvyšování rychlosti a sklonu pásu stejný dopad.

V hypotéze jsme p epokládali, že energetický výdej (spot eba O_2) p i stejném zatížení (rychlost ch ze a sklon terénu) je u NW vyšší než u b ůžné ch ze. V pr m ru všech m ění sice došlo ke statisticky významnému nár stu spot eby kyslíku p i severské ch z í o 4,1 %, ale u jednotlivých variant rychlosti a sklonu tomu tak nebylo (statisticky významný nár st energetického výdeje byl pouze p i ch z í po rovin ů rychlosti 6,6 a 7,8 $km \cdot hod^{-1}$). Z tohoto d vod u nem ůžeme tvrdit, že je p edpoklad potvrzen. Hypotézu jsme tedy zamítli.

Další záv r vyvodíme ze srovnání hodnoty subjektivn vnímaného úsilí (RPE). V pr m ru všech m ění došlo ke statisticky významnému zvýšení

vnímaného úsilí při NW. Toto zvýšení činilo 4,4 %. Použití holí při chůzi tedy vede ke zvýšení subjektivně vnímaného úsilí (RPE).

NW statisticky významně zvyšuje výdej energie oproti běžné chůzi. Lze ji tedy označit jako vhodnější pohybovou aktivitu při redukci hmotnosti než běžnou chůzi. Z výsledků studií uváděných v syntéze poznatků můžeme vyvodit závěr, že severská chůze je vhodnou pohybovou aktivitou pro osoby se zdravotními komplikacemi spojené s problémy pohybového aparátu.

8 SOUHRN

Severská chůze (NW) je nová, rychle se rozvíjející pohybová aktivita. Jde vlastně o použití holí při běžné chůzi, což umožní zapojit větší množství svalů. Tímto postupem „ulehčí“ dolním končetinám dochází ke zvýšení intenzity zatížení. Úkolem této diplomové práce bylo sledovat intenzitu zatížení běžné chůze a NW pomocí ukazatelů spotřeby kyslíku, tepové frekvence a subjektivně vnímaného úsilí (RPE). Dlouhodobá perspektiva výzkumu, jehož je tato diplomová práce součástí, spočívá v ověření, zda je NW vhodnou pohybovou aktivitou pro osoby trpící nadváhou, v rekonvalescenci po operaci či zranění či osoby začínající upravovat svůj pohybový režim.

Hlavním cílem práce bylo porovnat intenzitu zatížení při běžné chůzi a severské chůzi za použití ukazatelů procenta maximální spotřeby kyslíku (%VO₂max) a procenta maximální tepové rezervy (%MTR). Důležitými cíli bylo analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu pásu na intenzitu zatížení při běžné chůzi. Sledován byl také vliv NW na subjektivně vnímané úsilí (RPE).

Testovaný soubor byl tvořen deseti studenty a zaměstnanci Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (6 muži, 4 ženy). Průměrný věk probandů byl 27,2±1,9 let, hodnoty BMI 23,5±2,5 kg·m⁻², maximální spotřeba kyslíku (VO₂max) 53,4±7,6 ml·kg⁻¹·min⁻¹ u mužů a 46,6±7,5 ml·kg⁻¹·min⁻¹ u žen. Testování proběhlo ve standardizovaných laboratorních podmínkách.

Všichni probandi podstoupili záťažový test do maxima, dvanáct desetiminutových testů běžné chůze při kombinaci 4 rychlostí (6,0 km·h⁻¹, 6,6 km·h⁻¹, 7,2 km·h⁻¹ a 7,8 km·h⁻¹) a třech sklonů terénu (0 %, 5 % a 10 %) a dvanáct desetiminutových testů NW na stejných intenzitách zatížení jako u běžné chůze. Všechny testy proběhly na běžčeckém ergometru LODE Valiant.

Výsledky ukazují, že při porovnání celkové intenzity zatížení dosahuje NW v průměru o 4,1 % vyšší spotřebu kyslíku než u běžné chůze, což je statisticky významná změna. U všech intenzit zatížení došlo při použití holí ke zvýšení spotřeby kyslíku. Výjimkou je pouze intenzita zatížení na úrovni rychlosti 7,8 km·hod⁻¹ a sklonu 5 %, kde došlo k mírnému poklesu spotřeby kyslíku při NW.

Rovněž dochází ke statisticky významnému nárůstu srdeční frekvence o 6,2 % z maximální tepové rezervy ve prospěch NW. U všech intenzit zatížení došlo při severských chůzích ke zvýšení srdeční frekvence.

Subjektivně vnímané úsilí (RPE) bylo v průměru všech měření u NW vyšší než u běžných chůzí. Toto zvýšení činilo 0,653 bodů Borgovi stupnice ($11,7 \pm 2,5$ u běžných chůzí a $12,3 \pm 2,7$ u chůzí s holemi), což je statisticky významný rozdíl. Zvýšení subjektivně vnímaného úsilí (RPE) u NW (4,4 %) bylo podobné jako zvýšení energetického výdeje ($4,1 \% \text{VO}_{2\text{max}}$) u NW.

Severská chůze je výbornou pohybovou aktivitou pro všechny, kdo chtějí zvýšit energetický výdej při běžných chůzích. Lze ji doporučit obézním osobám při redukci hmotnosti, lidem s problémy pohybového aparátu i všem, kdo chtějí začít do svého životního stylu nějaký pohybový režim.

9 SUMMARY

Nordic Walking (NW) is a new rapidly developing physical activity. It is actually use of sticks while walking, which enables us a large number of muscles involvement. However, while “easing” of lower limbs there is an increase of load intensity. The goal of this study was to monitor the normal walking load intensity and NW by oxygen consumption and heart rate indicators as well as a subjective rating of perceived effort (RPE). Long-term research perspective, which is a part of this thesis deals with verifying of NW as a suitable physical activity for people who are obese, or for people who are recovering from surgery or injury. Or for people who just began to adjust their physical activity regime.

The main aim of this study was to compare the load intensity during normal walking with NW load intensity by means of (%VO₂max) and (%MTR) indicators. As partial goals was to analyze and interpret the speed influence together with slope of the treadmill on the load intensity while normal walking. We also measured the NW influence on a subjective rating of perceived effort (RPE).

The test battery research was attended by (6 men, 4 women) at average age 27,2±1,9 BMI values of 23,5±2,5 kg·m⁻² , maximal oxygen consumption (VO₂max) of 53,4±7,6 ml·kg⁻¹·min⁻¹ at men and 46,6±7,5 ml·kg⁻¹·min⁻¹ at women. Testing was carried out in standard laboratory conditions.

All probands underwent exercise test to the maximum. The exercise test consisted of twelve ten-minute normal walk test in combination of 4 speeds (6,0 km·h⁻¹, 6,6 km·h⁻¹, 7,2 km·h⁻¹ a 7,8 km·h⁻¹) and at three different terrain slopes of (0 %, 5 % a 10 %) and twelve ten-minute tests of NW on the same load intensities as in normal walk. All tests were carried out on LODE Valiant treadmill.

The results show that load intensity in NW is on average of 4.1 % higher in oxygen consumption than in normal walking that is statistically significant change. There was an oxygen consumption increase when using walking sticks. There was only one exception of load intensity at speed level of 7.8 km·hod⁻¹ and

slope of 5 %, where the moderate decrease of oxygen consumption was found during NW.

There is also a statistically significant heart rate increase of 6.2 % of maximal heart rate reserve in NW. There was an increase in all load intensities of heart rate during Nordic walking.

Subjective rating of perceived effort (RPE) in all measurements of NW was in average higher than in normal walking. This increase was 0.653 points of Borg scale (11.7 ± 2.5 in normal walking, and 12.3 ± 2.7 at the walking with poles), which is statistically significant difference. Increase of subjectively perceived effort (RPE) in NW (4.4%) was similar to the increase of energy expenditure that was (4.1% VO₂max) in NW.

Nordic walking is an excellent physical activity for all people who want to increase their energy expenditure during normal walking. It may be recommended for obese people during their weight reduction, people with musculoskeletal problems and all people who wish to include some exercise regime in their lifestyle.

10 REFEREN NÍ SEZNAM

- Borg, G., (1970). Perceived Exertion as an indicator of somatic stress, *Scandinavian journal of Rehabilitation Medicine* , 2(2), 92-98
- Brooks, G.A. 2000. Intra- and extra-cellular lactate shuttles. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 32 (4), 790-799
- Davis, J. A. (1995). Direct determination of aerobic power. In P. J. Maud, & C. Foster, *Physiological assessment of human fitness* (pp. 9-17). Champaign, IL: Human Kinetic.
- Frömel, K., Novosad, J., & Svozil, Z. (1999). *Pohybová aktivita a sportovní zájmy mládeže*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Gage, J. R. (1991). *Gait Analysis in cerebrál Palsy*. New York: Mackeith Press.
- Glasheen, J. W., & McMahon, T. A. (1995). Arms are different from legs: mechanics and energetics of human hand-running. *J Appl Physiol*, 78(4), 1280-7.
- Hamar, D., & Lipková, J. (2001). *Fyziológia t lesných cvi ení*. Bratislava: Univerzita Komenského.
- Hamil, J., & Knutzen, K. M. (1995). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Media,PA: Williams & Wilkins.
- Handzo, P., Má ek, M., Dražil, V., Hájková, M., Horák, J., Jav rek, J., Jirka, Z., Ku era, M., Má ková, J., Rouš, J., & Vávra, J. (1980). *T lovýchovné léka ství*. Praha: Avicenum.
- Hansen, E. A., & Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during Nordic walking with different pole lenghts. *J Strenght Cond Res*, 23(4), 1187-1194.
- Hegrová, V. (2001). Vliv obuvnických materiál na konstrukci obuvi na zdravý vývoj d tských nohou. Diserta ní práce, Universita Tomáše Bati, Zlín.
- Heyward, V. H. (1997). *Advanced fitness assesment and exercise prescription* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- International Nordic Walking Association, (2005). *INWA Instructor manual*. Helsinki: INWA.
- Jauchová, P. (2007). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Plot.

- Jordan, A. N., Olson, T. P., Earnest, C. P., Morss, G. A. & Churých, T.S. (2001). Metabolit cost of high intensity poling while Nordic Walking versus Normal walking. *Med Sci Sport Exerc.*, 33:S86.
- Jurimae, T., Meema, K., Karelson, K., Purge, P., & Jurimae, J., (2009). Intensity of Nordic Walking in young females with different peak O₂ consumption. *Clin Physiol Funct Imaging*, 29(5), 330-334.
- Karvonen, M. J., Kentala, E., & Mustala, O. (1957). The effects of training heart rate: a longitudinal study. *Ann. Med. Exp. Biol. Fenn.*, 35, 307-315.
- Kirtley, Ch. (1999). *Evolution of bipedal Gait* [On-Line] teaching 99. The Hong Kong Polytechnic University.
- Knight, C. A., & Caldwell, G. E. (2000). Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Med Sci Sports Exerc*, 32(12), 2093-101.
- Kocur, P., Desku-Smielecka, E., Wilk, M., & Dylewicz, P. (2009). Effects of Nordic Walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome – a controlled trial. *Clin Rehabil*, 23(11), 995-1004.
- Kra mar, B. (2002). Kineziologická analýza sportovního pohybu. Praha: Triton.
- Kukkonen-Harjula, K. (n.d.) Senior researcher. Finland: UKK Institute for Health Promotion Research. Retrieved 16.2.2010 from World Wide Web: http://cat.teho.net/software/ukkinstituutti_en/e-site/institute/
- Laukkanen R. (2009). Research on the benefits of Nordic walking. Retrieved November 2, 2009, from <http://www.Nordicwalkingusa.com/research.htm>.
- Má ek, M., & Vávra, J. (1980). *Fyziologie a patofyziologie t lesné zát že*. Praha: Avicenum.
- Matsui, H., Kitamura, K., & Miyamura, M. (1978). Oxygen uptáme and blood flow of the košer limb in maximal treadmill and bicycle exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 40(1), 57-62.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (1991). *Exercise physiology. Energy, nutrition, and human performance* (3rd ed.). Philadelphia: Lea&Febiger.
- Mira, M. (2009). *Správná technika Nordic Walking*. Retrived 1.3.2010 from the World Wide Web: http://www.severskachuze.cz/wiki/doku.php/chuze/prima_chuze

- Novotná, V., eechová, I., & Banc, V. (2006). *Fit program pro ženy*. Praha: Grada Publishing.
- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J. D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *Vasc Endovasc Surg*, 36(6), 689-694; discussion 695-686.
- Physical Activity Guidelines Advisory Committee. *Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report, 2008*. Washington, DC: U.S. Department of Health and Human Services, 2008.
- Perrey, S., Fabre, N. (2008). Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. *Journal of Sports Science and Medicine* 7, 32-38.
- Placheta, Z., Dohnalová, I., Novotný, J., Zatloukal, B., eechovský, K., Dražil, V., & Homolka, P. (1998). *Zát žová funk ní diagnostika a preskripce pohybové lé by ve vnit ním léka ství* (2nd ed.). Brno: Masarykova univerzita.
- Placheta, Z. et al. (2001). *Zát žové vyšet ení a pohybová lé ba ve vnit ním léka ství*. [Vysokoškolská skripta] Brno: Masarykova univerzita v Brn , Léka ská fakulta.
- Porcari, J.P. (1999). Pump up your walk. *ACSM'S Health & Fitness Journal*. Jan/Feb, 25-29.
- Powers, S. K., & Howley, E. T. (1997). *Exercice physiology. Theory and application to fitness and performance*. Dubuque, IA: Brown&Benchmark.
- Robergs, R.A., & Roberts, S. 1997. *Exercise Physiology: Exercise, performance, and clinical applications*. St Louis, MO: Mosby.
- Rodgers, C.D., Vanheest, J.L. Schacter, C.L. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Med Sci Sports Exerc.*, 27(4), 607-11.
- Shephard, R. J., & Astrand, P. O. (1992). *Endurance in sport*. Oxford: Blackwell.
- Schiffer, T., Knicker, A., Dannohl, R., & Struder, H. K. (2009). Energy cost and pole forces during Nordic walking under different surfa e conditions. *Med Sci Sports Exerc*, 41(3), 663-668.
- Stejskal, P. (2004). *Pro a jak se zdrav hýbat*. B eclair: Presstempus.
- Stejskal, P., & Hejnová, J. (1992). Preskripce intenzity zatížení v programu kontinuální t lesné aktivity. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 1(4), 11-16.

- Stejskal, P., & Hejnová, J. (1994). Vyšet ení výkonnosti kardiovaskulárního systému pomocí CHR-testu. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 3, 41-49.
- Stejskal, P. Vystr il, M. (2005). Severská ch ze a její využití v t lovýchovném léka ství. *Medicina Sportiva Bohemica Slavatica*, 14,(4), 158-165.
- Stejskalová, J. (2009). *Jak vybrat hole pro Nordic Walking?* Retrived 17.3.2010 from the World Wide Web: <http://www.faktorplus.cz/rs/nordic-walking/jak-vybrat-hole-pro-nordic-walking.html>.
- Suija, K., Pechter, U., Kalda, R., Tahepold, H., Maaros, J., & Maaros, H. I. (2009). Physical activity of depressed patients and their motivation to exercise: Nordic Walking in family practice. *Int J Rehabil Res*, 32(2), 132-138.
- Trew, E., Everest, T. (1996). *Humens Movement: an Introductory Text. 3rd edition*. New York: Churchill Livingstone.
- Van Eijkeren, F. J., Reijmers, R. S., Kleinvald, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P., & Bloem, R. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Moc Disord*, 23(15), 2239-2243.
- Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém v ku. V asná diagnóza a terapie*. Praha: Avicenum.
- Vilikus, Z., Brandejský, P., & Novotný, V. (2004). *T lovýchovné léka ství*. Karolinum: Praha.
- Wendlova, J. (2008). Nordic walking—is it suitable for patients with fractured vertebra? *Bratisl Lek Listy*, 109(4), 171-176.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait Analysis an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Zar, J. H. (1974). *Biostatistical analysis*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.

11 SEZNAM PŘÍLOH

1. Průměrné hodnoty všech testovaných osob na měřeném desetiminutovém úseku vybraných ukazatelů.
2. Určení statisticky významných rozdílů mezi průměrnou spotřebou bížných a NW pomocí LSD testu.
3. Porovnání spotřeby kyslíku bížných a NW u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon pomocí LSD testu.
4. Porovnání spotřeby kyslíku bížných a NW u jednotlivých sklonů bez ohledu na rychlost pomocí LSD testu.
5. Určení statisticky významných rozdílů mezi průměrnou tepovou frekvencí u bížných a NW pomocí LSD testu.
6. Porovnání tepové frekvence bížných a NW u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon pomocí LSD testu.
7. Porovnání tepové frekvence bížných a NW u jednotlivých sklonů bez ohledu na rychlost pomocí LSD testu.
8. Vliv rychlosti a sklonu na spotřebu kyslíku. Průměr všech měření (bížných a i NW).
9. Srovnání subjektivně vnímaného úsilí (RPE) u jednotlivých rychlostí a zatížení.

P íloha 1

Pr m rné hodnoty všech testovaných osob na m eném desetiminutovém úseku vybraných ukazatel .

osoba	rychlost km/h	sklon %	CH				NW				CH		NW	
			%VO2max		VO2/kg	SD	%VO2max		VO2/kg	SD	%MTR		%MTR	
			M	SD			M	SD			M	SD	M	SD
Z1	6	0	39,82	2,56	17,20	1,11	30,93	1,69	13,36	0,73	43,87	1,44	44,67	1,85
Z1	6	5	50,15	7,68	21,66	3,32	43,10	1,72	18,62	0,74	63,61	0,98	48,84	1,80
Z1	6	7,5	53,01	2,18	22,90	0,94	50,16	3,54	21,67	1,53	57,96	1,36	57,45	1,46
Z1	6,6	0	47,55	2,12	20,54	0,91	36,25	1,94	15,66	0,84	43,30	2,19	54,12	0,81
Z1	6,6	5	59,50	1,96	25,71	0,85	58,73	4,90	25,37	2,12	63,03	1,86	68,28	0,88
Z1	6,6	7,5	65,11	1,64	28,13	0,71	55,46	5,01	23,96	2,16	71,46	1,37	68,59	1,13
Z1	7,2	0	58,94	2,98	25,46	1,29	52,67	1,36	22,75	0,59	60,29	2,13	59,08	3,19
Z1	7,2	5	71,97	1,97	31,09	0,85	68,94	3,60	29,78	1,56	77,52	1,51	77,99	1,65
Z1	7,2	7,5	78,66	2,79	33,98	1,2	78,94	2,22	34,10	0,96	81,43	1,15	76,89	0,99
Z1	7,8	0	68,93	1,67	29,78	0,72	55,78	4,71	24,10	2,04	76,68	2,50	74,93	0,96
Z1	7,8	5	81,27	5,20	35,11	2,25	65,92	3,17	28,48	1,37	86,94	2,95	85,18	2,29
Z1	7,8	7,5	82,32	2,43	35,56	1,05	84,31	3,00	36,42	1,29	93,22	2,39	87,51	2,04
Z2	6	0	39,60	2,03	15,09	0,78	51,26	2,82	19,53	1,07	11,70	6,29	64,63	2,91
Z2	6	5	56,94	2,04	21,69	0,78	66,75	2,00	25,43	0,76	52,49	1,40	80,10	1,92
Z2	6	7,5	61,95	2,19	23,60	0,84	62,96	1,99	23,99	0,76	61,09	2,81	82,17	2,58
Z2	6,6	0	46,13	1,96	17,57	0,75	68,49	1,69	26,09	0,64	52,87	1,29	80,86	1,84
Z2	6,6	5	57,78	2,88	22,01	1,10	74,19	1,41	28,27	0,54	57,16	2,37	78,04	3,46
Z2	6,6	7,5	71,08	1,50	27,08	0,57	81,37	1,47	31,00	0,56	84,07	2,70	83,07	2,36
Z2	7,2	0	60,25	2,12	22,96	0,81	71,64	1,08	27,30	0,41	60,45	1,70	88,17	2,26
Z2	7,2	5	81,06	3,00	30,88	1,14	82,96	2,07	31,61	0,79	87,53	2,43	88,13	4,17
Z2	7,2	7,5	96,20	3,58	36,65	1,37	96,84	3,39	36,89	1,29	92,33	3,69	90,12	3,67
Z2	7,8	0	70,33	1,81	26,80	0,69	87,26	2,08	33,25	0,79	73,61	2,42	91,12	2,93
Z2	7,8	5	99,05	2,14	37,74	0,82	***	***	***	***	92,25	3,44	***	***
Z2	7,8	7,5	***	***	38,78	1,03	***	***	***	***	***	***	***	***
Z3	6	0	36,46	1,265	13,64	0,50	36,46	1,27	18,16	0,63	38,60	1,66	42,59	1,45
Z3	6	5	42,37	1,203	20,61	0,69	42,37	1,20	21,10	0,60	48,98	1,16	55,42	2,29
Z3	6	7,5	46,17	1,526	21,61	0,80	46,17	1,53	22,99	0,76	51,13	1,51	58,62	3,40
Z3	6,6	0	40,86	2,279	15,00	0,80	40,86	2,28	20,35	1,14	44,60	1,30	54,37	3,69
Z3	6,6	5	49,61	1,418	22,77	0,44	49,61	1,42	24,71	0,71	57,95	1,52	62,50	2,22
Z3	6,6	7,5	56,07	1,544	24,98	0,85	56,07	1,54	27,92	0,77	58,89	1,95	59,68	8,97
Z3	7,2	0	45,14	1,59	20,81	0,71	45,14	1,59	22,48	0,79	50,37	1,68	58,06	3,15
Z3	7,2	5	58,8	1,618	27,12	0,92	58,80	1,62	29,28	0,81	61,01	6,57	69,85	3,31
Z3	7,2	7,5	63,38	1,073	30,01	0,91	63,38	1,07	31,56	0,53	74,78	1,59	76,51	3,28
Z3	7,8	0	54,21	1,246	25,44	0,67	54,21	1,25	27,00	0,62	61,63	1,53	61,37	3,60
Z3	7,8	5	63,66	5,177	31,19	1,05	63,66	5,18	31,70	2,58	81,42	2,17	81,81	3,00
Z3	7,8	7,5	68,38	3,376	29,89	2,25	68,38	3,38	34,05	1,68	85,49	1,80	94,95	1,81
Z4	6	0	28,48	0,86	15,72	0,47	34,08	1,31	18,81	0,72	44,34	1,17	33,60	1,47
Z4	6	5	39,08	0,54	21,57	0,30	37,52	0,89	20,71	0,49	47,14	1,39	58,30	1,66

Z4	6	7,5	46,05	1,21	25,42	0,67	46,57	1,02	25,71	0,56	57,71	2,24	52,95	1,10
Z4	6,6	0	27,78	1,04	15,33	0,57	35,91	1,00	19,82	0,55	43,01	2,16	44,48	1,90
Z4	6,6	5	46,10	2,60	25,45	1,43	48,13	0,92	26,57	0,51	56,81	2,93	68,65	2,13
Z4	6,6	7,5	51,72	1,22	28,55	0,67	53,34	1,73	29,44	0,96	64,35	3,52	63,79	3,47
Z4	7,2	0	39,32	1,78	21,70	0,98	44,76	2,04	24,71	1,12	56,10	1,05	58,50	2,77
Z4	7,2	5	47,42	3,02	26,18	1,67	55,48	1,12	30,63	0,62	66,33	3,89	70,30	2,57
Z4	7,2	7,5	55,03	4,57	30,38	2,53	61,14	1,39	33,75	0,77	77,67	2,41	79,43	3,81
Z4	7,8	0	43,07	1,94	23,78	1,07	53,30	1,23	29,42	0,68	65,98	3,93	65,49	3,46
Z4	7,8	5	61,06	1,79	33,71	0,99	67,16	1,32	37,07	0,73	82,38	3,64	83,23	5,14
Z4	7,8	7,5	75,24	1,82	41,53	1,01	75,26	1,59	41,54	0,88	87,32	2,72	87,86	5,63
M1	6	0	30,14	1,33	16,18	0,71	37,84	1,83	20,32	0,98	35,09	1,20	43,66	1,77
M1	6	5	43,21	1,22	23,20	0,65	39,60	1,09	21,27	0,59	46,58	1,30	41,55	1,03
M1	6	7,5	45,18	1,51	24,26	0,81	43,48	1,59	23,35	0,85	48,77	1,10	48,34	1,26
M1	6,6	0	32,10	2,19	17,24	1,18	30,68	2,78	16,47	1,49	38,54	1,42	41,77	1,49
M1	6,6	5	45,58	1,40	24,48	0,75	46,33	1,20	24,88	0,65	49,87	1,10	49,16	0,63
M1	6,6	7,5	51,26	1,50	27,53	0,81	53,40	1,18	28,68	0,63	55,09	1,67	53,99	1,74
M1	7,2	0	44,08	1,47	23,67	0,79	44,87	1,59	24,10	0,86	47,46	1,31	48,38	1,58
M1	7,2	5	58,77	1,33	31,56	0,71	49,32	1,56	26,48	0,84	64,30	2,62	54,83	2,39
M1	7,2	7,5	61,65	1,67	33,11	0,90	57,74	1,78	31,00	0,96	73,17	1,19	69,93	2,42
M1	7,8	0	52,75	1,31	28,33	0,70	52,76	1,56	28,33	0,84	57,65	2,10	53,39	1,25
M1	7,8	5	66,13	1,42	35,51	0,76	64,89	1,68	34,84	0,90	73,31	3,91	70,48	2,14
M1	7,8	7,5	73,00	1,25	39,20	0,67	73,21	6,86	39,31	3,68	82,24	2,00	73,98	7,74
M2	6	0	41,05	1,48	18,10	0,65	39,00	1,25	17,20	0,55	26,96	1,27	30,47	1,26
M2	6	5	51,81	1,79	22,85	0,79	54,67	1,71	24,11	0,76	38,22	2,20	42,53	1,40
M2	6	7,5	58,03	1,43	25,59	0,63	59,15	1,90	26,09	0,84	42,02	1,65	40,44	1,79
M2	6,6	0	51,08	1,01	22,53	0,44	45,27	2,31	19,97	1,02	31,63	1,11	37,65	1,48
M2	6,6	5	61,13	2,02	26,96	0,89	56,43	1,31	24,88	0,58	45,64	1,26	47,25	1,63
M2	6,6	7,5	64,80	2,14	28,58	0,94	63,49	2,17	28,00	0,96	50,28	1,58	50,79	1,68
M2	7,2	0	51,91	1,49	22,89	0,66	52,10	3,79	22,97	1,67	40,23	2,05	48,40	2,56
M2	7,2	5	69,72	1,69	30,75	0,75	69,28	2,08	30,55	0,92	52,18	1,44	53,82	1,13
M2	7,2	7,5	70,94	1,12	31,28	0,50	86,47	2,74	38,13	1,21	56,76	2,20	61,66	2,11
M2	7,8	0	62,83	2,46	27,71	1,09	60,46	2,15	26,66	0,95	48,34	1,73	52,55	2,11
M2	7,8	5	81,61	3,32	35,99	1,46	70,66	2,13	31,16	0,94	70,86	2,38	67,36	3,32
M2	7,8	7,5	82,35	3,17	36,32	1,40	86,73	1,86	38,25	0,82	70,87	2,44	79,67	2,67
M3	6	0	29,85	0,99	17,20	0,57	29,62	0,87	17,06	0,50	32,12	1,03	39,42	0,55
M3	6	5	34,19	1,13	19,69	0,65	43,86	1,36	25,26	0,78	31,23	1,10	41,79	1,41
M3	6	7,5	44,97	1,90	25,90	1,10	49,92	1,58	28,75	0,91	38,51	1,17	44,37	1,83
M3	6,6	0	30,21	0,76	17,40	0,44	34,91	1,35	20,11	0,78	30,37	0,63	34,72	0,94
M3	6,6	5	42,19	1,15	24,30	0,66	43,51	1,19	25,06	0,68	39,59	0,81	46,92	1,54
M3	6,6	7,5	44,89	1,39	25,86	0,80	54,37	1,58	31,32	0,91	39,74	0,95	49,10	1,26
M3	7,2	0	42,21	1,62	24,31	0,93	40,50	1,62	23,33	0,93	37,68	0,78	45,21	2,82
M3	7,2	5	50,61	1,25	29,15	0,72	56,58	1,18	32,59	0,68	49,36	2,33	57,55	2,17
M3	7,2	7,5	57,03	1,73	32,85	1,00	58,82	1,89	33,88	1,09	49,87	1,24	59,65	2,48
M3	7,8	0	40,02	1,08	23,05	0,62	50,54	1,75	29,11	1,01	41,19	1,48	47,85	1,17
M3	7,8	5	55,92	1,54	32,21	0,89	63,50	1,34	36,57	0,77	53,68	2,07	58,58	2,78
M3	7,8	7,5	68,00	1,82	39,17	1,05	74,27	1,25	42,78	0,72	58,42	2,50	63,84	1,75
M4	6	0	22,48	0,94	14,79	0,62	21,66	1,48	14,25	0,98	31,17	1,45	28,71	1,45
M4	6	5	32,04	0,63	21,08	0,42	35,55	1,73	23,39	1,14	38,30	0,93	38,75	1,64

M4	6	7,5	33,83	1,08	22,26	0,71	39,30	1,26	25,86	0,83	40,28	1,14	46,36	0,97
M4	6,6	0	21,66	0,69	14,25	0,45	27,17	1,18	17,88	0,78	34,74	1,33	34,52	0,80
M4	6,6	5	29,49	0,82	19,40	0,54	34,57	1,29	22,75	0,85	41,80	1,26	41,65	1,37
M4	6,6	7,5	38,97	0,55	25,64	0,36	43,60	1,14	28,69	0,75	44,47	0,83	49,68	1,55
M4	7,2	0	29,59	1,69	19,47	1,11	24,55	1,50	16,15	0,99	36,83	1,32	42,43	1,06
M4	7,2	5	39,63	0,70	26,08	0,46	33,12	0,80	21,79	0,53	46,36	1,32	59,83	1,92
M4	7,2	7,5	48,11	1,55	31,65	1,02	47,29	1,28	31,12	0,85	53,72	1,63	52,68	1,80
M4	7,8	0	29,29	0,71	19,27	0,46	39,41	1,22	25,93	0,80	41,58	0,95	46,26	1,60
M4	7,8	5	44,70	2,05	29,42	1,35	57,11	1,31	37,58	0,86	50,30	0,94	64,06	1,35
M4	7,8	7,5	49,07	1,27	32,29	0,84	47,86	1,86	31,50	1,22	60,73	1,07	63,63	1,11
M5	6	0	36,12	1,13	17,81	0,56	37,79	1,28	18,63	0,63	35,05	1,16	34,40	1,30
M5	6	5	42,86	1,51	21,13	0,75	47,95	1,26	23,64	0,62	33,08	1,19	38,57	2,42
M5	6	7,5	48,80	0,81	24,06	0,40	51,55	1,71	25,41	0,85	43,44	1,74	49,94	4,68
M5	6,6	0	36,71	1,64	18,10	0,81	41,31	0,98	20,37	0,48	36,04	1,03	35,00	2,49
M5	6,6	5	46,83	0,63	23,09	0,31	57,89	1,27	28,54	0,63	39,33	0,89	50,52	1,25
M5	6,6	7,5	56,20	0,89	27,71	0,44	58,84	1,32	29,01	0,65	44,28	0,82	56,03	2,37
M5	7,2	0	40,58	1,00	20,01	0,49	47,12	1,06	23,23	0,52	34,45	1,06	42,28	1,84
M5	7,2	5	55,13	0,82	27,18	0,40	60,40	1,34	29,78	0,66	49,45	1,20	64,29	1,40
M5	7,2	7,5	62,11	0,94	30,62	0,46	67,18	1,95	33,12	0,96	56,16	1,89	51,42	2,81
M5	7,8	0	52,92	0,79	26,09	0,39	61,99	2,03	30,56	1,00	41,93	1,13	56,05	4,83
M5	7,8	5	60,84	0,85	30,00	0,42	70,36	1,11	34,69	0,55	58,18	1,01	55,45	2,22
M5	7,8	7,5	73,82	2,33	36,39	1,15	77,04	1,95	37,98	0,96	65,19	2,55	71,48	1,34
M6	6	0	28,65	0,59	14,27	0,30	41,30	1,50	20,57	0,75	26,37	0,81	39,34	1,55
M6	6	5	41,37	0,80	20,60	0,40	55,03	1,29	27,41	0,64	35,98	1,24	58,36	2,84
M6	6	7,5	44,52	1,11	22,17	0,55	55,99	1,53	27,88	0,76	40,78	1,72	53,68	1,57
M6	6,6	0	30,82	1,14	15,35	0,57	55,34	1,21	27,56	0,60	29,93	2,35	62,60	1,74
M6	6,6	5	44,93	1,42	22,37	0,71	57,95	0,88	28,86	0,44	40,04	1,31	63,31	1,94
M6	6,6	7,5	50,82	1,26	25,31	0,63	64,32	2,06	32,03	1,03	48,46	2,12	75,46	1,21
M6	7,2	0	40,54	1,54	20,19	0,77	59,26	1,07	29,51	0,53	40,22	0,77	72,41	1,56
M6	7,2	5	53,95	1,34	26,87	0,67	63,94	1,38	31,84	0,69	49,50	2,01	71,77	2,14
M6	7,2	7,5	60,39	1,00	30,07	0,50	78,31	1,33	39,00	0,66	52,39	2,20	74,63	1,40
M6	7,8	0	48,23	1,27	24,02	0,63	77,27	1,58	38,48	0,79	50,22	2,18	72,89	2,05
M6	7,8	5	57,87	1,14	28,82	0,57	73,34	1,44	36,52	0,72	63,59	2,68	76,02	1,33
M6	7,8	7,5	66,26	0,81	33,00	0,40	87,71	1,52	43,68	0,76	75,39	2,81	82,35	2,26

Vysv tlvky: *M* – aritmetický pr m r, *SD* – sm rodatná odchylka, *CH* – b žná ch ze, *NW* – severská ch ze, % *VO_{2max}* – procento maximální spot eby kyslíku, % *MTR* – procento maximální tepové rezervy, *** – nenam ená hodnota z d vodu nezvládnutí intenzity zatížení, *Z1-Z4* – žena 1 až žena 4, *M1-M6* – muž 1 až muž 6.

P íloha 2

Ur ení statisticky významných rozdíl mezi pr m rnou spot ebou kyslíku u b žné ch ze a NW pomocí LSD testu.

	% VO _{2max} CH (51,006)	% VO _{2max} NW (55,096)
% VO _{2max} CH (51,006)		0,000000
% VO _{2max} NW (55,096)	0,000000	

Vysv tlivky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, % VO_{2max} – procento maximální spot eby kyslíku.

Hladina významnosti p= 0,05.

P íloha 3

Porovnání spot eby kyslíku b žné ch ze a NW u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon pomocí LSD testu.

	rychlost		1	2	3	4	5	6	7	8
	km/h		41,211	44,386	45,948	50,927	56,077	59,251	61,485	66,584
1	6,0	% VO _{2max} CH		0,030	0,091	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000
2	6,0	% VO _{2max} NW	0,030		0,576	0,020	0,000	0,000	0,000	0,000
3	6,6	% VO _{2max} CH	0,091	0,576		0,001	0,000	0,000	0,000	0,000
4	6,6	% VO _{2max} NW	0,001	0,020	0,001		0,067	0,003	0,000	0,000
5	7,2	% VO _{2max} CH	0,000	0,000	0,000	0,067		0,030	0,058	0,000
6	7,2	% VO _{2max} NW	0,000	0,000	0,000	0,003	0,030		0,432	0,011
7	7,8	% VO _{2max} CH	0,000	0,000	0,000	0,000	0,058	0,432		0,001
8	7,8	% VO _{2max} NW	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,011	0,001	

Vysv tlivky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, % VO_{2max} – procento maximální spot eby kyslíku.

Hladina významnosti p= 0,05.

P íloha 4

Porovnání spot eby kyslíku b žné ch ze a NW u jednotlivých sklon bez ohledu na rychlost pomocí LSD testu.

	sklon		1	2	3	4	5	6
	%		41,160	46,293	53,002	56,132	59,108	63,087
1	0	% VO _{2max} CH		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	0	% VO _{2max} NW	0,000		0,006	0,000	0,000	0,000
3	5	% VO _{2max} CH	0,000	0,006		0,015	0,014	0,000
4	5	% VO _{2max} NW	0,000	0,000	0,015		0,225	0,005
5	7,5	% VO _{2max} CH	0,000	0,000	0,014	0,225		0,002
6	7,5	% VO _{2max} NW	0,000	0,000	0,000	0,005	0,002	

Vysv tlivky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, % VO_{2max} – procento maximální spot eby kyslíku.

Hladina významnosti p= 0,05.

P íloha 5

Ur ení statisticky významných rozdíl mezi pr m rnou tepovou frekvencí u b žné ch ze a NW pomocí LSD testu.

	% MTR CH (53,171)	% MTR CH (53,171)
% MTR CH (53,171)		0,000000
% MTR NW (59,323)	0,000000	

Vysv tlivky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, MTR – maximální tepová rezerva.

Hladina významnosti p= 0,05.

P íloha 6

Porovnání tepové frekvence b žné ch ze a NW u jednotlivých rychlostí bez ohledu na sklon pomocí LSD testu.

	rychlost		1	2	3	4	5	6	7	8
	km/h		41,420	48,001	47,913	55,551	57,863	64,140	66,369	70,334
1	6	% MTR CH		0,001	0,038	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	6	% MTR NW	0,001		0,977	0,016	0,002	0,000	0,000	0,000
3	6,6	% MTR CH	0,038	0,977		0,000	0,002	0,000	0,000	0,000
4	6,6	% MTR NW	0,000	0,016	0,000		0,456	0,006	0,001	0,000
5	7,2	% MTR CH	0,000	0,002	0,002	0,456		0,001	0,008	0,000
6	7,2	% MTR NW	0,000	0,000	0,000	0,006	0,001		0,480	0,051
7	7,8	% MTR CH	0,000	0,000	0,000	0,001	0,008	0,480		0,042
8	7,8	% MTR NW	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,051	0,042	

Vysv tlvky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, MTR – maximální tepová rezerva.

Hladina významnosti $p= 0,05$.

P íloha 7

Porovnání tepové frekvence b žné ch ze a NW u jednotlivých sklon bez ohledu na rychlost pomocí LSD testu.

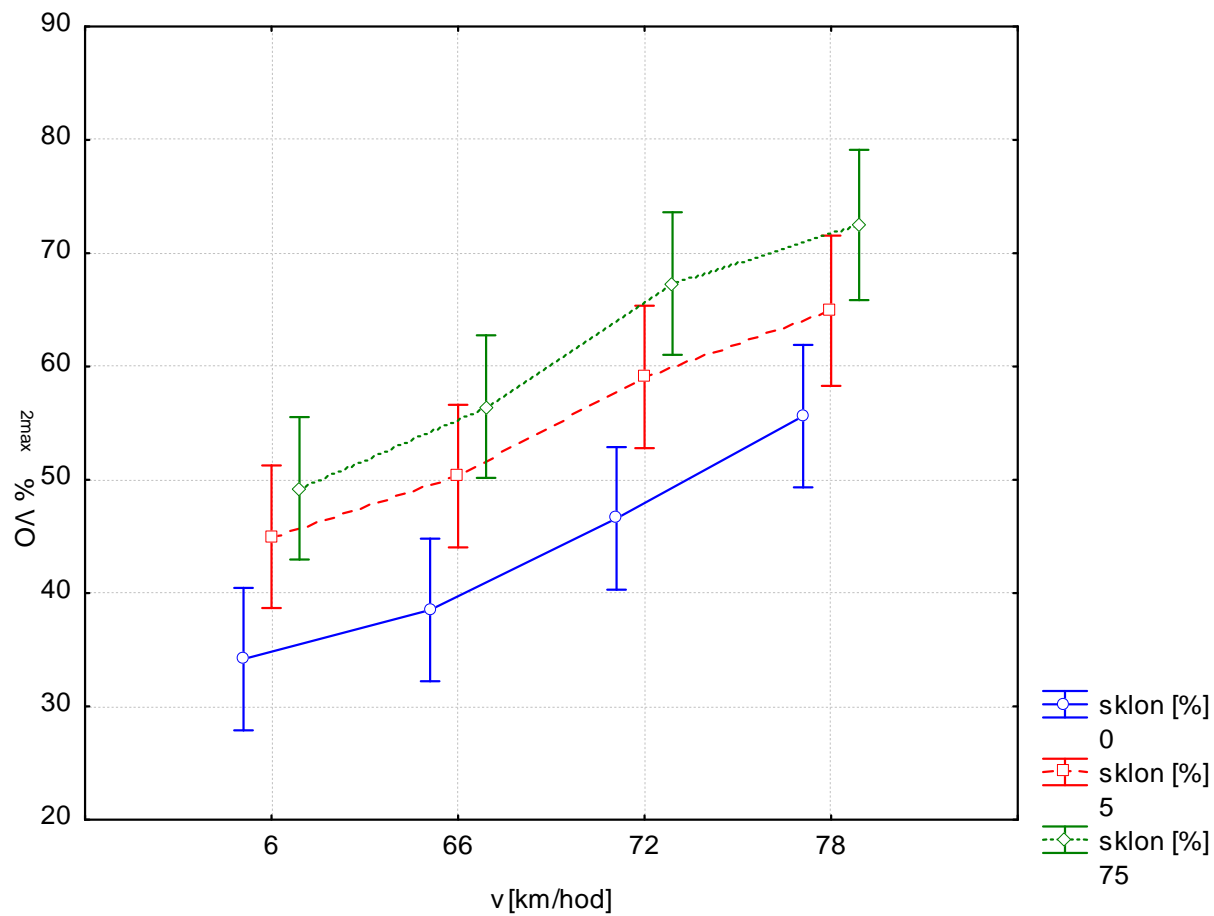
	sklon		1	2	3	4	5	6
	%		43,330	51,660	55,155	61,308	61,281	65,197
1	0	% MTR CH		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	0	% MTR NW	0,000		0,197	0,000	0,000	0,000
3	5	% MTR CH	0,000	0,197		0,000	0,026	0,000
4	5	% MTR NW	0,000	0,000	0,000		0,992	0,154
5	7,5	% MTR CH	0,000	0,000	0,026	0,992		0,018
6	7,5	% MTR NW	0,000	0,000	0,000	0,154	0,018	

Vysv tlvky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, MTR – maximální tepová rezerva.

Hladina významnosti $p= 0,05$.

P íloha 8

Vliv rychlosti a sklonu na spot ebu kyslíku. Pr m r všech m ení (b žná ch ze i NW).



Vysv tlivky: VO_{2max} – maximální spot eba kyslíku.

P íloha 9

Srovnání subjektivn vnímaného úsilí (RPE) u jednotlivých rychlostí a zatížení.

rychlost km/h	sklon %	Borg		p
		CH	NW	
6	0	8,80	8,70	0,840
6	5	10,00	9,90	0,840
6	7,5	9,80	10,90	0,028
6,6	0	8,90	10,00	0,028
6,6	5	10,70	11,20	0,314
6,6	7,5	11,40	12,70	0,010
7,2	0	11,00	11,40	0,421
7,2	5	12,50	13,20	0,160
7,2	7,5	13,70	14,80	0,028
7,8	0	12,60	13,60	0,046
7,8	5	15,20	15,70	0,670
7,8	7,5	16,70	16,89	0,289

Vysv ílivky: CH – b žná ch ze, NW – severská ch ze, MTR – maximální tepová rezerva.

Hladina významnosti $p=0,05$.