

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Vliv sklonu chodeckého pásu na metabolické a
kardiovaskulární zatížení organismu při Nordic Walking**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Dalíková, fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal Ph. D.

Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Zuzana Dalíková

Název diplomové práce: Vliv sklonu chodeckého pásu na metabolické a kardiovaskulární zatížení organismu při Nordic Walking

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: PhDr. David Smékal Ph. D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt:

Předmětem výzkumu bylo porovnání intenzity zatížení organismu při chůzi bez holí (BH) a při severské chůzi (NW) v různých sklonech prostřednictvím % VO₂max, % TFmax a RPE (subjektivně vnímané úsilí). Výzkumný soubor byl tvořen 10 relativně zdravými dobrovolníky (5 mužů, 5 žen) průměrného věku 23,4±3,2 let, BMI 22,71±1,35 kg.m⁻², maximální spotřeba kyslíku (VO₂max) 61,64±2,75 ml.kg⁻¹.min⁻¹ u mužů a 43,36±3,1 ml.kg⁻¹.min⁻¹ u žen. Oba typy chůze byly prováděny při stejné individuální rychlosti ve sklonech 0 %, 5 %, 7,5 % a 10 % (8 měření - 4x BH, 4x NW, délka 1 měření 10 min). Podle výsledků došlo při NW oproti BH bez ohledu na sklon k nárůstu spotřeby kyslíku o 7,06 % VO₂max, a tepové frekvence o 5,84 % TFmax. Energetická spotřeba vyjádřená oběma ukazateli rostla s rostoucím sklonem. Subjektivně vnímané úsilí se přitom při severské chůzi statisticky významně nezměnilo. Severskou chůzi lze využít jako tréninkovou aktivitu pro zvýšení energetického výdeje při stejné subjektivní zátěži. Jednotlivá měření chůze byla aspekčně vyhodnocena a porovnána s kineziologickým nálezem formou kazuistiky jednoho z probandů.

Klíčová slova: severská chůze, tepová frekvence, spotřeba kyslíku, subjektivně vnímané úsilí, rehabilitace

Tato studie vznikla za podpory MŠMT v rámci výzkumného záměru MŠMT 6198959221 "Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn".

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Zuzana Dalíková

Title of the master thesis: Effect of different uphill inclination on load intensity during Nordic Walking

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal Ph. D.

Year of a defense: 2011

Abstract:

The aim of this research is to compare the intensity of loading of the body during normal walking (BH) and Nordic Walking (NW) in different inclination through indicators as % VO₂max, % TFmax and RPE. The research group consisted of 10 relatively healthy volunteers (5 men, 5 women) at average age 23,4±3,2 year, BMI 22,71±1,35 kg.m⁻², maximal oxygen consumption (VO₂max) 61,64±2,75 ml.kg⁻¹.min⁻¹ (men) and 43,36±3,1 ml.kg⁻¹.min⁻¹ (women). Both types of walking were performed with constant speed in inclination of 0 %, 5 %, 7,5 % and 10 % (8 measurements - 4x BH, 4x NW, length of 1 measurement was 10 min). The results show increase in oxygen consumption of 7,06 % VO₂max and heart rate of 5,84 % TFmax in NW compared with BH. Both indicators of energy consumption rose with increasing inclination. On the other hand, RPE did not change significantly in NW compared with BH. Nordic Walking can be used as a training activity to increase energy consumption with similar perceived exertion. Each measurement was visually assessed and compared with kinesiological findings in form of the case report of one participant.

Keywords: nordic walking, heart rate, oxygen consumption, rating of perceived exertion, rehabilitation.

The study has been supported by the research grant from the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic (No. MSMT 6198959221) "Physical Activity and Inactivity of the Inhabitants of the Czech Republic in the Context of Behavioural Changes".

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

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

V Olomouci dne 29.4.2011

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi Ph. D. za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat RNDr. Aleši Jakubcovi Ph. D. za podnětné konzultace a korekce fyziologické části diplomové práce. Děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat.

OBSAH

| | |
|--|-----------|
| 1 ÚVOD | 9 |
| 2 SOUHRN POZNATKŮ | 11 |
| 2.1 Obecný princip Nordic Walking ve srovnání s klasickou chůzí | 11 |
| 2.1.2 Historie Nordic Walking..... | 11 |
| 2.1.3 Nordic walking versus klasické běžecké lyžování | 12 |
| 2.1.4 Technika a metodika severské chůze..... | 13 |
| 2.1.5 Vybavení pro NW | 17 |
| 2.1.6 Výhody NW | 19 |
| 2.1.7 Chyby při provádění NW..... | 19 |
| 2.1.8 Alternativy NW..... | 20 |
| 2.2 Biomechanika chůze a chůze s holemi | 22 |
| 2.2.1 Řízení chůze..... | 22 |
| 2.2.2 Krokový cyklus..... | 22 |
| 2.2.3 Aktivita svalů při běžné chůzi (při krokovém cyklu) | 26 |
| 2.2.4 Krokový cyklus při severské chůzi | 27 |
| 2.2.5 Aktivita svalů při Nordic walking | 28 |
| 2.2.6 Biomechanické srovnání NW, chůze a běhu | 28 |
| 2.3 Energetická náročnost chůze a zátěžové parametry | 30 |
| 2.3.1 Zátěžové parametry..... | 30 |
| 2.3.2 Vytrvalostní aktivita | 35 |
| 2.3.3 Preskripce pohybové aktivity..... | 35 |
| 2.3.4 Energetické nároky běžné chůze a chůze s holemi..... | 36 |
| 2.4 Využití Nordic Walking v rehabilitaci | 39 |
| 3 CÍLE A HYPOTÉZY | 45 |
| 4 METODIKA | 46 |
| 4.1 Složení měřeného souboru | 46 |
| 4.2 Stupňovaný běžecký zátěžový test do maxima | 47 |
| 4.3 Kineziologický rozbor | 48 |
| 4.4 Výzkumné metody | 48 |
| 4.4.1 Chůze bez holí | 49 |
| 4.4.2 Chůze s holemi..... | 49 |
| 4.4.3 Test maximálního volního úsilí horními končetinami | 50 |
| 4.5 Statistické zpracování dat | 51 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 5 | VÝSLEDKY | 52 |
| 5.1 | Porovnání spotřeby kyslíku | 52 |
| 5.2 | Porovnání tepové frekvence | 56 |
| 5.3 | Porovnání subjektivně vnímaného úsilí (RPE) | 60 |
| 5.4 | Kazuistika | 62 |
| 6 | DISKUZE | 67 |
| 7 | ZÁVĚRY | 74 |
| 8 | SOUHRN | 76 |
| 9 | SUMMARY | 77 |
| 10 | REFERENČNÍ SEZNAM | 78 |
| 11 | PŘÍLOHY | 83 |

Seznam zkratek

| | |
|-----------------------|---|
| % TF _{max} | procento maximální tepové frekvence |
| % VO ₂ max | procento maximální spotřeby kyslíku |
| BMI | Body Mass Index |
| DK | dolní končetina |
| FTK UP | Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého |
| HK | horní končetina |
| HSS | hluboký stabilizační systém páteře |
| INWA | International Nordic Walking Association |
| MET | jednotka klidového metabolismu |
| MP kloub | metatarzo-phalangeální kloub |
| MTR | maximální tepová rezerva ($TF_{\max} - TF_{\text{klid}}$) |
| NW | severská chůze |
| R | běh |
| RPE | subjektivně vnímané úsilí (Rating of Perceived Exertion) |
| SIAS | spina iliaca anterior superior |
| SIPS | spina iliaca posterior superior |
| TF | tepová frekvence |
| TF _{klid} | klidová tepová frekvence |
| TF _{max} | maximální tepová frekvence |
| Th-L přechod | thorako-lumbální přechod |
| VO ₂ | množství kyslíku |
| VO ₂ max | maximální spotřeba kyslíku za minutu na kilogram hmotnosti |
| VR | vnitřní rotace |
| vs. | versus |
| W | chůze |
| ZR | zevní rotace |

1 ÚVOD

Severská chůze je moderní pohybová aktivita vhodná pro jedince všech věkových i výkonnostních kategorií. Jedná se o kombinaci běžné chůze a klasické techniky běžeckého lyžování. Dolní polovina těla jde přirozenou chůzí a horní polovina těla se odráží z poutka hole jako při jízdě na běžkách klasickou technikou.

Původně vznikla severská chůze ve Finsku jako součást letní tréninkové přípravy běžců na lyžích. Pro svou univerzálnost a nenáročnost se však zejména v posledních desetiletích velmi rychle rozšířila do celého světa. V dnešní době v mnoha státech západního světa existují samostatná kontaktní a školící střediska severské chůze, která rozšiřují tento sport mezi širokou veřejnost.

Chůze je nejpřirozenější pohybovou aktivitou, kterou může člověk vykonávat. V dnešní době se z našeho běžného každodenního života vytrácí pohybová aktivita a převážnou část dne trávíme sedavým způsobem života. Pro udržení dobrého zdravotního stavu a fyzické kondice by pohyb měl být co nejefektivnější. Chůze sama o sobě je efektivní až při delším kontinuálním provádění, ale zapojením horních končetin do lokomoce se zvýší její efektivnost a energetická náročnost. Zkrátí se čas potřebný pro odpovídající zdravotní efekt při současném nižším subjektivně vnímaném úsilí. Začínající sportovec tak lépe udrží adherenci k pravidelnému pohybu.

Severská chůze není pouhá chůze s holemi jakýmkoliv způsobem. Její provádění má několik základních pravidel, bez jejichž dodržování nepřináší zdravotní pozitiva, ale spíše negativa. Z tohoto důvodu je nejlepší začít se severskou chůzí pod vedením vyškoleného instruktora a pokračovat buď skupinově s odborným dohledem nebo samostatně s přáteli. Záleží na individuálním založení jedince a jeho zdravotních limitacích. Dochází k uvolnění svalů šíjové oblasti, k úlevě od bolesti při „low back pain“, prodloužení klaudikačního intervalu u intermitentních klaudikací, zlepšení stereotypu chůze a držení těla u jedinců trpících Parkinsonovou chorobou, zlepšení stability chůze u seniorů a obézních jedinců apod. Spolu se zlepšením fyzické stránky dochází při pohybu ke zlepšení psychiky. Při kolektivním provádění severské chůze se navazují nové sociální kontakty a to je zejména u seniorů velmi důležitá součást zlepšení kvality života.

Hole jsou výborným pomocníkem při chůzi do svahu a běžně se využívají při horských pochodech. Technika chůze s trekovými holemi a technika severské chůze

jsou principiálně od sebe odlišné. Naším cílem bylo zjistit fyziologické odpovědi organismu při severské chůzi do svahu nikoliv pouze při chůzi s holemi a proto dobře zvládnutá technika NW byla podmínkou účasti ve výzkumu.

Tato práce je součástí většího laboratorního výzkumu a má za úkol porovnat vliv sklonu chodeckého pásu na metabolické a kardiovaskulární zatížení organismu při severské chůzi a při chůzi bez holí. Zkoumány byly jednak fyziologické parametry jako je spotřeba kyslíku, tepová frekvence a subjektivně vnímané úsilí v jednotlivých sklonech a typech chůze, ale zohledňován byl i terapeutický aspekt severské chůze očima fyzioterapeuta.

2 SOUHRN POZNATKŮ

2.1 Obecný princip Nordic Walking ve srovnání s klasickou chůzí

Nordic walking, v našich podmínkách překládáno jako severská chůze, je moderní sportovní a rekreační aktivita. Jedná se o rychlou chůzi s aktivním používáním speciálních holí. Díky své technické nenáročnosti je vhodná pro všechny věkové kategorie, sportovce i jedince s různými omezeními. Pro získání zdravotních benefitů z chůze je nutné zvládnutí správné techniky. Chůze probíhá v přirozeném diagonálním vzoru se zapojením horních končetin do lokomoce prostřednictvím holí. Tím se zvyšuje množství aktivních svalů při chůzi (až 90 % svalů) a následně energetická potřeba. Nordic walking je ideální společenskou aktivitou a lze ji zařadit i jako součást komprehenzivní terapie pro zlepšení fyzického i psychického stavu (Dýdrová, Lepková a kol., 2008; Piech & Raczynska, 2010).

2.1.2 Historie Nordic Walking

Chůze s holemi jako doplněk tréninku vznikla původně ve 30. letech 20. století mezi vrcholovými klasickými lyžaři ve Finsku. Jejich trénink představovala intenzivní chůze s klasickými dlouhými holemi zejména v letním období.

V 80. a 90. letech se začala severská chůze pomalu dostávat i do veřejného povědomí a organizovaly se první veřejné pochody a závody. Hlavní zlom však nastal roku 1997, kdy ve spolupráci s odborníky ze Suomen Latu (finská sportovní organizace) přišla na trh firma EXEL s prvními speciálními holemi pro severskou chůzi. Poprvé bylo použito speciálních poutek a kratších holí než pro klasické běžecké lyžování, ale v průběhu dalších let se design holí stále vyvíjel a inovoval vzhledem k novým poznatkům a výzkumům. Firma Exel poprvé zavedla oficiální název této aktivity jako „Nordic Walking“. Nové hole a technika se nejdříve zkoušely na studentech sportovních škol, aby se přišlo na nejlépe vyhovující parametry holí a následně se díky velké členské základně Suomen Latu Nordic Walking (finsky „Sauvakävely“ – chůze s holemi) stále více rozšiřovalo mezi běžnou populaci.

V následujícím roce bylo v Helsinkách založeno první centrum pro severskou chůzi „Paloheinä“. Postupem času se technika i vybavení zlepšovalo, přicházelo více rekreačních chodců, kteří potřebovali na asfaltový povrch speciální gumový kryt na hrot, tzv. „botičku“.

Roku 2000 byla založena mezinárodní asociace Nordic Walking (INWA – International Nordic Walking Association), která existuje dodnes. Změnila se sice na Federaci pro Nordic Walking, ale stále vystupuje pod zkratkou INWA. Jejím úkolem je vyvíjet a rozšiřovat správnou efektivní techniku Nordic Walking a zajišťovat výcvik instruktorů pro další státy. Mezi prvními členy bylo Finsko, Německo a Rakousko. Avšak kolébkou severské chůze zůstává Finsko, kde se tento sport stal i součástí učebních osnov na školách (Suomen Latu, 2011).

V České republice byla založena Česká asociace Nordic Walking (ČANW) roku 2003. Její cíle jsou podobné s cíly INWA se zaměřením na ČR. Snaží se rozšiřovat techniku severské chůze mezi širokou veřejností a sportovce prostřednictvím NW center a instruktorů ve všech 14 krajích ČR (Anonymous, 2010; ČANW, 2011).

2.1.3 Nordic walking versus klasické běžecké lyžování

Severská chůze je odvozena od klasického běžeckého lyžování. Klasická technika se blíží vývojovému zkříženému lokomočnímu vzoru s využitím horních končetin. Z hlediska kvality pohybu se jeví severská chůze nejbližší běhu na lyžích (opomineme-li následný skluz po odrazu) (Kračmar, 2002; Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).

Pohyb paží s holemi je podobný jako při běžeckém lyžování, avšak nedochází k tak silnému odrazu z hole a tím pádem není nutná tak velká extenze v ramenním kloubu. Zásadní rozdíl je vidět v místě zapíchnutí hole. Při běžeckém lyžování je hole zapichována před tělem a těsně před špičkou skluzové boty, zatímco při severské chůzi se hůl zapichuje dle zvolené rychlosti v různé vzdálenosti za patou přední nohy (Dvořák a kol., 1996; Škopek, 2010).

V průběhu pohybu ruky s holí se mění pozice zápěstí. Pro zahájení pohybu je typická lehká dorsální flexe, která v průběhu pohybu plynule přechází do lehké palmární flexe. Současně s pohybem paže vzad dochází u obou sportů k otevření dlaně a odrazu z poutka (Kračmar, 2007; Soumar & Bolek, 2003).

Díky podobnostem v technice klasického běžeckého lyžování a severské chůze se dá severská chůze využít i jako alternativní pohybová aktivita pro lyžaře v letní přípravě a naopak. Další vhodnou metodou použitelnou pro obměnu u obou sportů je například „lyžařská chůze“. Při tomto imitačním cvičení se zatěžují stejné svalové skupiny jako při provádění daného cílového sportu (NW, běžecké lyžování). Jedná se o podobnou techniku jako při severské chůzi avšak pouze s představou používání holí

(bez reálného držení hole). Jedinec by měl být již velmi dobře obeznámen a trénován v technice severské chůze. Sportovec jde svižnou chůzí po rovině či do svahu, horními končetinami pohybuje ve stejném rytmu a intenzitě jako by hole v rukách opravdu držel a cíleně aktivuje svaly horní poloviny těla a paží do pomyslného odrazu (Soumar & Bolek, 2003).

2.1.4 Technika a metodika severské chůze

Severská chůze je velmi přirozený pohyb a měli by se při něm cítit pohodlně již začátečníci. Pro jeho pozitivní účinky je však třeba dodržovat základní pravidla. Z didaktického hlediska lze tělo při pohybu rozdělit na 2 části.

1. Dolní končetiny a pánev

Dolní končetiny se pohybují se stejnými pravidly jako při rychlé chůzi. Chodidla došlapují na šířku pánve od sebe, špičky směřují přímo vpřed bez vytáčení dovnitř či ven. Došlap začíná kontaktem paty s podložkou, pokračuje přes vnější hranu chodidla až do odrazu z palce. Koleno zůstává při došlapu lehce pokrčené, aby nedocházelo k jeho rekurvaci a poškozování měkkých struktur kolene. Tlumí se tím nárazy přenášené do celého těla. Na odrazové noze naopak dojde k plnému propnutí pro co nejefektivnější sílu odrazu. Délka kroku závisí na individuálních proporcích sportovce a též na rychlosti prováděné chůze. Čím rychlejší chůze, tím delší kroky. Horní a dolní končetiny se pohybují ve střídavém rytmu. Je-li vpředu pravá noha, tak pravá ruka se holí vzadu odráží a levá ruka je současně s ní zapichována vpředu (Anonymous, 2010; Škopek, 2010).

2. Trup, hlava, ramena a horní končetiny

Hlava a krk zůstávají po celou dobu pohybu v prodloužení trupu. Nedochází k nepřirozenému předklonu či záklonu. Pohled směřuje asi 20 m dopředu. Trup se mírně naklání vpřed (Sedliak & Pavelka, 2003; Škopek, 2010).

Ramena zůstávají volná a následují paže ve střídavém rytmu. Pánev a ramena proti sobě rotují při každém kroku a provádí tzv. „tanec ramen“. Ramena se volně pohybují v rytmu holí a volných horních končetin. Jsou posazena mírně dozadu a dolů a při chůzi se lehce pohybují dopředu a dozadu (Anonymous, 2010; Škopek, 2010).

Loket odrazové horní končetiny se propíná za linii trupu. V linii trupu se postupně též otevírá dlaň jímající rukojeť. K odrazu z hole tedy dochází

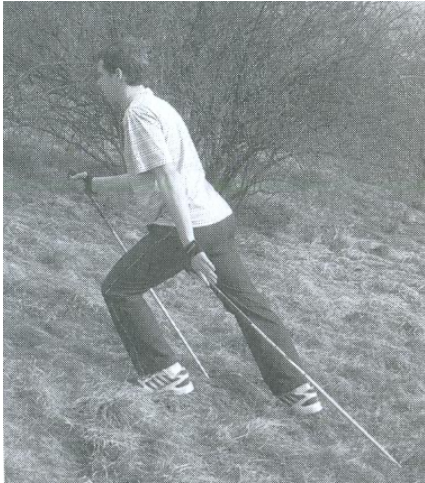
prostřednictvím poutka z otevřené ruky a propnuté paže za tělem. Odrazová síla je směřována dozadu za tělo a současně dolů do podložky, ve směru posteriorní deprese. Po odrazu se hůl opětovně vrátí tahem poutka do držení v dlani, ruka se lehce flektuje v lokti a rameni a pohybuje se směrem vpřed. Celou dobu jdou paže volně podél těla. Hůl se zapichuje dle zvolené rychlosti v různé vzdálenosti za patou přední nohy (Anonymous, 2010; Škopek, 2010).



Obrázek 1. Technika Nordic walking (Pustovrh, 2010)

Chůze do kopce

Chůze do kopce je dobrým tréninkem techniky zejména pro začátečníky a umožňuje rychleji pochopit podstatu pohybu. Trup se více naklání vpřed, délka kroku se mění úměrně sklonu terénu. Zapojují se více svaly horní poloviny těla a intenzivněji pracují i svaly dolních končetin (zejména hamstringy a lýtkové svaly). Při účinném aktivním používání holí je možné prodloužit krok při stoupání a odlehčit tím zatížení dolních končetin. Lokomoční zapojení ramenního pletence narůstá s rostoucím sklonem terénu (Anonymous, 2010; Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006; Škopek, 2010).



Obrázek 2. Technika NW do svahu (Škopek, 2010)

Chůze z kopce

Při chůzi z kopce je menší dynamika i intenzita pohybu. Zkracuje se délka kroku. Díky neustálému pokrčování kolen se snižuje těžiště těla. Chodidla jsou po celou dobu pohybu v kontaktu s podložkou, nerolují od paty ke špičce a neustále zpomalují pohyb těla vpřed. Přenos části váhy těla na hole ulehčuje zatížení kolenních kloubů (Škopek, 2010).



Obrázek 3. Chůze z kopce (Škopek, 2010)

Stupně náročnosti

Podle fyzické zdatnosti, zvládnutí techniky a cíle, kterého má být pomocí NW dosaženo, rozeznáváme 3 stupně náročnosti: zdravotní, fitness a sportovní. Každý stupeň je vhodný pro jinou cílovou skupinu.

První stupeň má za cíl naučit správnou techniku a získat vnitřní motivaci k samostatnému pravidelnému tréninku. Motivací pro výběr zdravotního stupně je zejména vidina snížení tělesné hmotnosti a získání pevného zdraví.

Druhý stupeň fitness má za cíl zvýšení vytrvalosti, síly, aerobní kapacity a vyžaduje již perfektní zvládnutí techniky.

Třetí stupeň zahrnuje další přídavné techniky pro zvýšení náročnosti pohybu. Využívá se běhu s holemi, skoky s holemi, silového tréninku. Tato část tréninku je vhodná pro jedince s velmi vysokou aerobní kapacitou a výbornou kondicí. Lze ji využít jako kompenzační sportovní aktivitu u jiných sportů (Piech & Raczynska, 2010).

Technika nácviu v 10 krocích

Nejčastější postup pro nácviu chůze s holemi obsahuje 10 kroků. Prvními čtyřmi začíná každý začátečník na úrovni zdravotní chůze.

1. Klient se učí jak správně hole držet.
2. Následuje chůze bez aktivního použití holí, kdy za sebou hole pouze táhne.
3. Postupně se přidává lehké zapíchnutí hole.
4. Čtvrtým krokem je odraz z hole přibližně na úrovni boků.

Další fáze se využívají při fitness stupni a přidávají se náročnější prvky. Potupně se klade důraz na jednotlivé nové prvky a klient je plynule začleňuje do své chůze v průběhu tréninku.

5. Přesun odrazu z hole až za úroveň boků
6. Propínání lokte při odrazu
7. Otvírání a zavírání dlaně během pohybu s holí
8. Odraz z poutka hole
9. Náklon trupu vpřed
10. Pro přirozenost pohybu je nutná dostatečná rotace trupu (ramena proti pánvi) (Piech & Raczynska, 2010).

2.1.5 Vybavení pro NW

Volba holí

Výběr délky holí se mírně liší dle autorů jednotlivých publikací. Při výpočtu délky holí z tělesné výšky se podle Sedliaka a Pavelky (2003) tělesná výška v centimetrech vynásobí konstantou 0,75, zatímco Stejskal a Vystrčil (2005) doporučují stejný výpočet pomocí konstanty 0,68. Vezmeme-li ale v úvahu jedince vysokého 165 cm, dostaneme se podle prvního autora na výšku 123 cm (násobeno konstantou 0,75) a podle druhé studie na 112 cm. Rozdíl 10 cm má už v praktickém nácviu techniky velký vliv. Druhý způsob je odečtení 50 centimetrů od tělesné výšky (Sedliak & Pavelka, 2003; Stejskal & Vystrčil, 2005).

Třetí způsob měří úhel v loketním kloubu. Ten by podle Stejskala a Vystrčila (2005) při opření o hůlku ve vertikální poloze měl být minimálně 90°. Sedliak a Pavelka (2003) zapichují hůl do úrovně paty a též měří úhel 90°. Druzí jmenovaní tudíž opět navrhnou hůl delší, v tomto případě pouze o pár centimetrů. Všichni autoři se však shodují na tom, že pro začátečníky je vhodnější začínat s holemi kratšími (Sedliak & Pavelka, 2003; Stejskal & Vystrčil, 2005).



Obrázek 4. Hole pro Nordic Walking (Anonymous, 2011)

Poutko

Speciální poutko je základním vybavením NW hole, která se jím liší od holí trekingových a lyžařských. Musí být pevně ale pohodlně upevněné na zápěstí a udržovat směr hole i při jejím vypuštění při odrazu z poutka za tělem. Mělo by být dobře nastavitelné na velikost dlaně a umožňovat plný rozsah pohybu i při nasazených rukavicích. Moderní hole jsou již vybavené praktickým snímatelných poutkem (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008) (Obrázek 5).



Obrázek 5. Poutko NW hole (Moontrail, 2011)

Botičky

Snímatelná gumová botička na konci hole slouží jako ochrana ostrého kovového hrotu a umožňuje chůzi po asfaltu a jiném tvrdém povrchu. Tlumí nárazy přenášené na klouby horních končetin (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008) (Obrázek 6).



Obrázek 6. Hrot NW hole a „botička“ (Moontrail, 2011)

Oděv a obuv

Pro provozování Nordic Walking není nutné žádné speciální oblečení. Plně postačí lehké sportovní vybavení jako na jakoukoliv jinou rychlou chůzi či běh. Obecně platí praktičtější využití více slabých vrstev než jedné silné vrstvy. Oblečení je nutné vždy plně přizpůsobit počasí i plánované intenzitě pohybu. V chladném období je možné využít slabších rukavic, které se ovšem musí pohodlně vejít do poutka hole (Downer, 2006).

K severské chůzi se používá stejná pohodlná obuv jako pro běžnou chůzi, běh či jinou venkovní aktivitu. Vystrčilová a Kračmar (2007) upozorňují na specifičnost sportovní obuvi, která je velmi dobře vyvinutá pro absorpci nárazů při pohybu, ale při běžném nošení utlumuje informace přicházející do plosky a zhoršuje propiocepci. Obuv tedy na jednu stranu plosku chrání před poškozením, ale na druhou stranu

potlačuje činnost svalů nohy a snižuje i pohyblivost klenby nožní. Sportovní obuv je tak vhodná pouze na onu krátkou dobu při sportu.

2.1.6 Výhody NW

Nordic Walking je ve své podstatě velmi jednoduchý a pohodlný způsob jak si jednak zlepšit kondici a znovu začít s aktivním životním stylem, tak jako součást doplňkového tréninku výkonnostních sportovců všeho druhu. Jedná se o velmi přirozený a koordinačně relativně nenáročný pohyb se speciálními holemi, který pod dobrým vedením brzy zvládne i začátečník (Mira, 2010; Piech & Raczynska, 2010).

- Zlepšuje držení těla: při správné technice zefektivní použití svalstva trupu, ramenních pletenců a horních končetin a zvyšuje jejich svalovou sílu
- Zlepšuje pohyblivost ramenních kloubů, hrudníku, kontrarotaci pánve a ramen
- Odlehčuje při chůzi zátěž v bederní, hrudní a krční oblasti
- Odlehčuje zatížení nosných kloubů (spekulovaná otázka, viz NW v rehabilitaci)
- Zlepšuje stabilitu a balanční schopnosti
- Umožňuje efektivní aerobní pohyb při nízkém subjektivně vnímaném úsilí
- Zvyšuje energetickou náročnost chůze a zlepšuje spalování tuků (vhodné pro snižování nadváhy)
- Umožňuje efektivní trénink kardiopulmonálního systému (tepová frekvence stoupá až o 40-50 % při aktivním použití hůlek oproti chůzi bez holí)
- Zapojuje se až 90 % svalů (při běžné chůzi přibližně 70 %)
- Zlepšuje silově-vytrvalostní schopnosti a celkovou pružnost svalů
- Pozitivně působí na psychiku jedince, snižuje stres
- Společenská událost, navazování kontaktů

2.1.7 Chyby při provádění NW

Nordic walking je velmi účinnou a zdravou pohybovou aktivitou, využitelnou u širokého spektra klientů, avšak pouze při provádění správné techniky. V opačném případě si místo zdravotního účinku může jedince i uškodit vytvořením nových patologických pohybových vzorů a dysbalancí. V této práci budou uvedeny pouze hlavní problémy, vyskytující se zejména u začátečníků:

1. mimochodní chůze – vpředu stejnostranná horní i dolní končetina
2. příliš napřímené držení trupu ve vertikále
3. kyfotické držení trupu s vysunutou hlavou vpřed
4. špatné upevnění hole řemínky na zápěstí
5. křečovitě držení rukojeti hole
6. nevypouštění rukojeti při přenosu hole vpřed
7. odraz z hole ještě před tělem
8. směřování hrotu hole vpřed
9. zapichování hole před patou přední nohy
10. opomíjení zadního odrazu „z poutka“ hole
11. strnulé držení paží příliš u těla
12. použití příliš dlouhých holí, chůze po tvrdém povrchu s ostrými hroty
13. příliš dlouhé kroky s napnutými horními končetinami – stylem „robot“
14. chůze s holemi bez jejich aktivního použití
15. poklesnutí v bocích při došlapu (nedostatečná aktivita abduktorů stojné nohy)

(Anonymous, 2010; Škopek, 2010)

2.1.8 Alternativy NW

Pro náročnější sportovce může být běžná technika NW málo efektivní a tak se začaly vyvíjet další alternativní odvětví, které spojují původní severskou chůzi s prvky dalších sportů. Níže je uvedeno několik příkladů.

Nordic Running

Nordic running znamená běh s aktivním používáním holí při odrazu s dodržováním pravidel NW. Slouží jako trénink svalové síly pro náročnější sportovce s dobrou fyzickou kondicí. Lze jej provádět na různém povrchu stejně jako severskou chůzi. Energetická spotřeba při pohybu na měkkém povrchu je vyšší než na povrchu tvrdém. Trénuje se zde výrazně aerobní kapacita (Mira, 2010; Schiffer, Knicker, Dannohl, & Struder, 2009).



Obrázek 7. Nordic running (Mira, 2010)

Snow Nordic Running

Snow nordic running je zimní alternativou běhu s hůlkami ve smyslu NW. Dají se využívat hole pro NW i pro běžecské lyžování klasickou technikou. Běhá se většinou po zasněžených turistických stezkách či cyklostezkách nejlépe do 10 až 15 cm sněhu. Doporučená délka holí je delší než u nordických ale kratší než u lyžařských holí. Škorpil (2011) doporučuje délku k hornímu konci hrudní kosti. Vhodný je delší a pomalejší běžecský krok, u krátkých krůčků se nestíhá zapichovat hůlka.

Nordic Blading

Pro vyznavače jízdy na kolečkových bruslích a současně Nordic Walking se dají oba sporty úspěšně kombinovat. Vznikl tím nový sport – Nordic blading. Nordic Walking vychází z klasické techniky běžecského lyžování, zatímco Nordic Blading využívá z lyžařského stylu techniky bruslení. Vyžaduje lepší fyzickou kondici a alespoň průměrné zvládnutí techniky jízdy bez holí. Využívají se speciální delší hole o délce 130-180 cm (Downer, 2006; Mira, 2010).



Obrázek 8. Nordic blading (Nordicfit academy, 2011)

2.2 Biomechanika chůze a chůze s holemi

Při chůzi jsou aktivní všechny svalové skupiny avšak v různé míře podle fáze krokového cyklu. Plynulost přechodu jednotlivých fází cyklu svědčí o dobré motorické kontrole pohybu. Podmínkou plynulosti pohybu a stability v jednotlivých kloubech během chůze je funkční timing (načasování) a adekvátní svalová síla při kokontrakci antagonistů současně s agonisty. Postižení svalu či jeho řídicího centra je následováno vznikem dysharmonií a asymetrií při chůzi, které ovlivňují jak biomechanickou tak energetickou náročnost pohybu (Rose & Gamble, 2006; Winter, 2009).

2.2.1 Řízení chůze

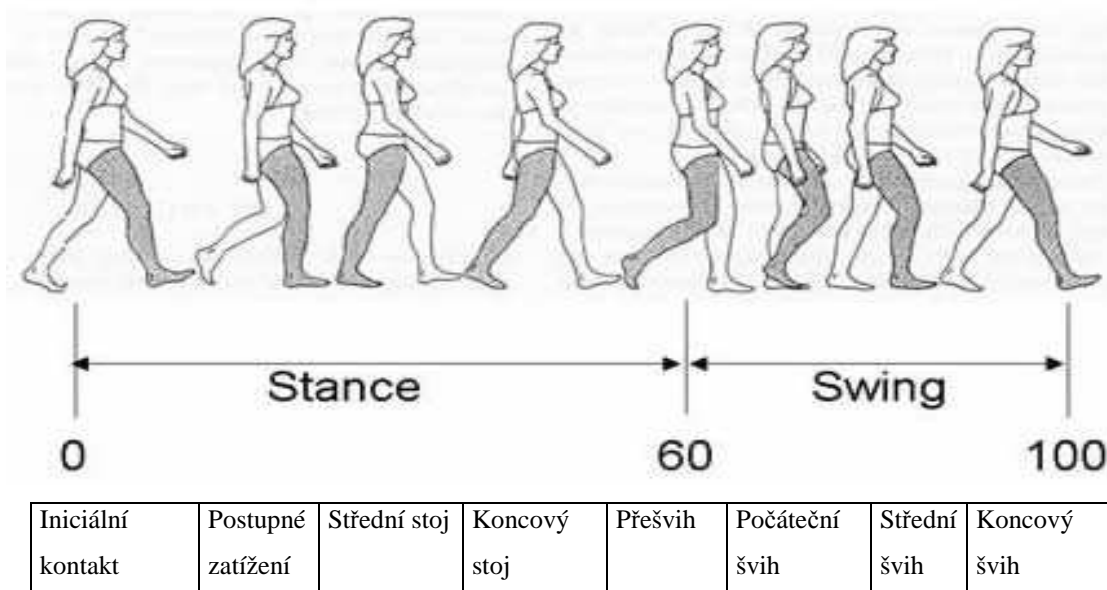
Chůze je pohybový vzor strukturálně uložený již v míše. Její časoprostorové schéma lze automaticky vyvolat z „pohybové matrice“. Pro stabilizaci trupu ve vertikále je nutná současná aktivace podkorových center. Asociační oblasti mozku obsahují ideomotorickou složku pohybu a její excentrické odesílání k příslušným motoneuronům efektoru (svalů a svalových skupin) (Véle, 2006).

Generátor pohybu je samostatně pro každou končetinu lokalizován v prodloužené míše. Generátor je aktivován z retikulární formace středního mozku (mezencefalická lokomoční oblast) s určením typu lokomoce (chůze, běh, sprint a podobně). Bazální ganglia zastupují roli koordinátora reflexních pohybů s pohyby úmyslnými. Z ganglií jsou vysílány impulzy pro řízení výkonných motorických center, které určují parametry pohybu jako rychlost, frekvence, síla a směr lokomočního pohybu (Kračmar, 2002).

Lokomoce je vrozená a jedinec se jí neučí, ale v průběhu ontogeneze ji rozvíjí na podkladě vrozených programů. V průběhu ontogeneze získáváme vlastní stereotyp chůze, který je pevně svázaný se vzpřímeným držením těla (Kračmar, 2002).

2.2.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus se skládá ze dvou základních fází – švihové (angl. Swing) a stojné (angl. Stance). Stojná fáze tvoří přibližně 60 % cyklu a švihová 40 % cyklu. Obě fáze v sebe plynule přecházejí ve chvíli dvojité opory a tím umožňují plynulost chůze. Dvojitá opora se vyskytuje na začátku a konci stojné fáze a v obou případech zabírá asi 10 % stojné fáze. Tím se dostává čistá stojná a čistá švihová fáze na stejnou délku a umožňuje plynulost pohybu (Perry, 1992).



Obrázek 9. Krokový cyklus (Deluzio, 2011)

Stojná fáze

Stojná fáze je rozdělena do 5 hlavních intervalů podle míry kontaktu plosek s podložkou. Počáteční fáze nazývaná **iniciální kontakt** začíná právě fází dvojí opory a to prvním kontaktem paty s podložkou, tzv. „heel strike“. Kyčelní kloub je v mírné flexi, koleno extendované, kotník v neutrální pozici. Aktivní jsou zejména extenzory kyčelního kloubu, které brzdí flexi kyčle a umožňují oporu proti tlaku podložky, a m. tibialis anterior, který excentrickou kontrakcí brzdí plantární flexi. Druhá dolní končetina je na konci „koncové švihové fáze“ (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).

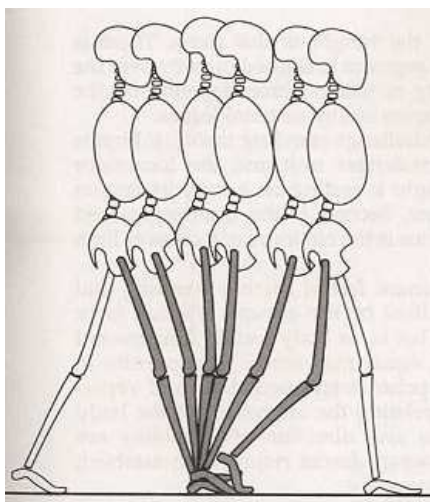
Druhý interval tvoří **postupné zatížení** nohy, tzv. „loading response“. Přímo navazuje na první fázi a pokračuje až do chvíle, kdy se druhá dolní končetina odlepí od podložky. Dochází k přenosu váhy na končetinu. Narůstá zatížení stojné končetiny a aktivace mm. vastii. Aktivují se plantární flexory, které posunují těžiště nad chodidlo. Pata slouží jako střed otáčení, koleno se lehce flektuje pro lepší absorpci nárazu. Kotník přechází do plantární flexe až do plného kontaktu plosky nohy s podložkou. Druhá dolní končetina je ve fázi přeshvihu (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).

Při **střední stojné fázi** („midstance“) je poprvé opora pouze o jednu končetinu. Začíná ve chvíli zvednutí druhé nohy od podložky a pokračuje, dokud se nepřenesou váha přes předonoží. V kotníku dochází k dorzální flexi, zatímco koleno a kyčel jsou extendované. Propnuté koleno potřebuje minimální svalovou kontrolu m. quadriceps

femoris. Excentrická kontrakce m. soleus udržuje celou plosku na podložce (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).

Koncová stojná fáze („terminal stance“) začíná zvedáním paty a končí kontaktem kontralaterální paty s podložkou. Těžiště těla se v této fázi přesunuje vpřed před předonoží. Pata se zvedá od podložky a opora zůstává na předonoží. Zvětšuje se extenze v koleni a až na konci fáze se koleno lehce flektuje. Zvětšuje se extenze kyčle. Začíná koncentrická aktivace plantárních flexorů, které akceleruje pohyb těla vpřed. Právě tato fáze je zodpovědná za zrychlování při chůzi. Začíná i lehká aktivace m. iliopsoas jako příprava na následnou flexi v kyčelním kloubu během fáze přešvihu. Kontralaterální noha je v koncové švihové fázi (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).

Fáze přešvihu („pre-swing“) je přechodem mezi stojnou a švihovou fází a současně druhý případ dvojí opory. Začíná při kontaktu kontralaterální nohy s podložkou a končí fází „toe-off“ ipsilaterální končetiny. Váha těla se přesouvá na kontralaterální končetinu, aby ipsilaterální končetina mohla přejít do švihu. V kotníku se zvětšuje plantární flexe, zvětšuje se flexe v koleni a zmenšuje extenze kyčelního kloubu. Plantární flexory již aktivní nezůstávají. Naopak nastupuje aktivita flexorů kyčelního kloubu (m. iliopsoas, m. rectus femoris) pro odlehčení končetiny a její švih vpřed (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).



Obrázek 10. Stojná fáze s jednotlivými intervaly (Perry, 1992)

Švihová fáze

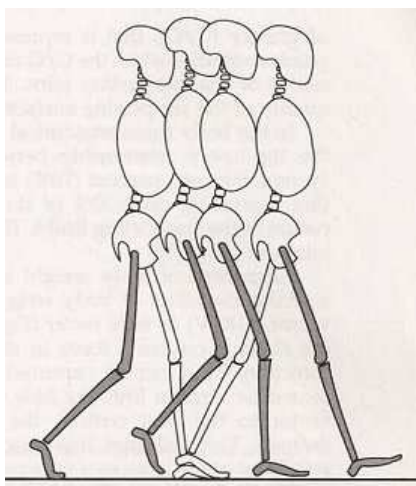
Švihová fáze se skládá ze 3 částí a každá z nich zaujímá přibližně třetinu celé švihové fáze. Patří sem iniciální švih, střední švih a koncový švih. Švihová fáze je využívána pro odpočinek a doplnění energie svalů zatížených při odrazu. Aktivita

flexorů kyčelního kloubu a extenzorů kolene je optimalizována kokontrakcí s hamstringy, které současně pomáhají v ovládní rotace DK při švihů. Dorsiflexory hlezna (zejména m. tibialis anterior) připravují plosku na došlap patou a současně brání zakopnutí o špičku nohy při švihů (Rose & Gamble, 2006).

Iniciální švih je šestou fází krokového cyklu a současně první fází švihů. Začíná odlepením plosky od podložky a pokračuje flexí v kyčli a zvýšenou flexí v koleni. Kotník jde pouze částečně do dorsiflexe. Iniciální švih končí v momentu, kdy jsou obě končetiny přímo naproti sobě. Kontralaterální končetina je na počátku střední stojné fáze (Perry, 1992).

Střední švihová fáze přímo navazuje na iniciální švih a končí ve chvíli, kdy volná končetina je již vpředu a tibie ve vzduchu kolmo k podložce (ve vertikále). Zvětšuje se flexe v kyčli a celá končetina se tím dostává před tělo. Koleno jde lehce do extenze pomocí gravitace a kotník se vrací z plantární flexe do neutrálního postavení. Kontralaterální končetina je na konci střední stojné fáze (midstance) (Perry, 1992).

Posledním intervalem je tzv. **koncová švihová fáze** (Terminal Swing). Začíná v pozici, kdy je tibie ve vertikále a končí kontaktem paty s podložkou. K pohybu dochází zejména v kolenním kloubu směrem do extenze. Kyčel zůstává v předchozím nastavení v lehké flexi a kotník v neutrálním postavení. Pohybuje se zejména trup a pánev kontinuálně vpřed. Kontralaterální končetina je ve fázi koncového stoje (Terminal stance) (Perry, 1992).



Obrázek 11. Švihová fáze s jednotlivými intervaly (Perry, 1992)

2.2.3 Aktivita svalů při běžné chůzi (při krokovém cyklu)

Ve švihové fázi je potřeba zejména udržení pánve ve vodorovné poloze a zabránění jejímu poklesu na straně švihové končetiny. Aktivují se abduktory opěrné a současně m. quadratus lumborum a m. iliopsoas švihové končetiny (Véle, 2006).

Při oporné fázi se přesouvá postupně kontakt z paty na celou plantu a brzdí se pohyb vpřed. Střídáním supinace a pronace se umožňuje dosažení ideálního postavení v hleznu a tvaru klenby pro působení reakční síly. Končetina se stává končetinou opornou. Následuje odvíjení paty, odraz z prstů zvedající tělo mírně vpřed a nahoru a odvinutím palce přechází do fáze švihové (Véle, 2006).

Tabulka 1. Aktivita svalů při chůzi (Rose & Gamble, 2006)

| Stojná fáze | Mechanický cíl | Aktivní svalové skupiny | Konkrétní svaly |
|--------------------------|--|--|--|
| Iniciální kontakt | Začátek brždění flexe v KYK, uložení končetiny na podložku | Dorsální flexory, extenzory kyčle, flexory kolene | m. tibialis anterior, m. gluteus maximus, hamstringy |
| Postupné zatížení | Přenesení váhy těla, stabilizace pánve, brždění pohybu vpřed | Extenzory kolene, abduktory kyčle, plantární flexory | mm. vasti, m. gluteus medius, m. gastrocnemius |
| Střední stojná | Stabilizace kolene, ploska tvoří střed otáčení pro setrvačný pohyb vpřed | Plantární flexory (izometricky) | m. gastrocnemius, m. soleus |
| Koncová stojná | Akcelerace pohybu | Plantární flexory (koncentricky) | m. gastrocnemius, m. soleus |
| Přešvih | Příprava na švihovou fázi | Flexory kyčle | m. iliopsoas, m. rectus femoris |
| Švihová fáze | | | |
| Iniciální švih | Ploska odlepena od podložky, pohyb vpřed, různý individuální rytmus | Dorzální flexory, flexory kyčle | m. tibialis anterior, m. iliopsoas, m. rectus femoris |
| Střední švih | Ploska od podložky | Dorzální flexory | m. tibialis anterior |
| Koncový švih | Bržděn pohyb bérce vpřed, nastavení a příprava na kontakt plosky s podložkou | Flexory kolene, extenzory kyčle, dorziflexory hlezna, extenzory kolene | hamstringy, m. gluteus maximus, m. tibialis anterior, mm. vastii |

2.2.4 Krokový cyklus při severské chůzi

Krokový cyklus při NW střídá fázi dvou-oporovou a tří-oporovou, čímž se chůze stává mnohem stabilnější než bez holí. Samotné dolní končetiny se pohybují ve stejných fázích jako při chůzi bez holí – fáze švihová, fáze stojná, fáze dvojí opory (Sedliak & Pavelka, 2003).

Krok začíná odrazem z přední části nohy a prstů (např. pravá DK) s propnutím kolenního kloubu. Pravá horní končetina (dále HK) je vpředu a mírně ohnutá v lokti. Hrot hole se zapichuje asi na úrovni levé paty a nebo těsně za ní. Po celou dobu odrazu by hrot neměl předstihnout vertikální osu danou zápěstím. Levá horní končetina ukončuje ve stejné chvíli odpich z poutka v mírném zapažení a propnutí loketního kloubu. Odraz z prstů pravé nohy a odpich z poutka levé hole se dějí přibližně ve stejnou chvíli. Následně chodidlo levé DK směřuje vpřed až do fáze „heel-strike“ (Sedliak & Pavelka, 2003).

V následné fázi dvojí opory je hmotnost těla nerovnoměrně rozložena mezi levou DK a pravou HK prostřednictvím hole. Levá HK se pohybuje volně vpřed a nahoru a dlaní v poutku lehce určuje pozici hole. Pravá ruka začíná odpich aktivním propínáním loketního kloubu, přičemž zápěstí se dostává do pozice v prodloužení předloktí. Obě horní končetiny se setkávají mírně před tělem. Pravá DK se flektuje a pokračuje v pohybu vpřed (Anonymous, 2010; Sedliak & Pavelka, 2003).



Obrázek 12. Krokový cyklus s holemi při chůzi po tvrdém povrchu (Schiffer, Knicker, Dannohl, & Struder, 2009)

Vysvětlivky: initial pole contact – první kontakt hole s položkou, foot ground contact – kontakt plosky s podložkou, midstance – střední stojná fáze, begin double support – počátek fáze dvojí opory, pole off – odraz z hole.

2.2.5 Aktivita svalů při Nordic walking

Při severské chůzi se zúčastní nejen svaly dolních končetin, ale výrazně se zvyšuje i podíl aktivity svalů horních končetin a trupu. Přecházíme s jejich pomocí z lokomoce bipedální opět do lokomoce kvadrupedální avšak ve vzpřímené pozici. Jak zjistili Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006), pomocí holí dochází při chůzi k výrazně vyšší aktivitě m. latissimus dorsi na úkor aktivity m. gluteus maximus (i medius) kontralaterálně a to v průběhu celého krokového cyklu. Oproti tomu aktivita kontralaterálního m. gastrocnemius není nijak výrazně ovlivněna. Zapojení m. latissimus dorsi do lokomoce tedy umožňuje prodloužení délky kroku i u jedince s oslabenými extenzory kyčelního kloubu (vhodné jako součást rekonvalescence nebo aktivita u seniorů).

Musculus latissimus dorsi přebírá současně díky svým úponům na páteř i dynamickou stabilizaci páteře při punctum fixum na horních končetinách. Odlehčuje tím homolaterálnímu m. obliquus externus abdominis, který se při chůzi bez holí aktivuje více než s nimi. Více se aktivuje i m. triceps brachii (caput longum) při odrazu z hole a pravidelně se zapojuje do kokontrakce s m. biceps brachii (caput longum). Současně zde přechází aktivita z převážně ventrální skupiny svalů (chůze bez holí) do převážně dorsální skupiny svalů při severské chůzi. Diagonálně se propojují svalové řetězce na dorsální straně trupu s kontralaterální oblastí pánve a dolní končetinou (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).

2.2.6 Biomechanické srovnání NW, chůze a běhu

Podle Stief et al. (2008) nemá severská chůze (dále NW) oproti chůzi (dále W) a běhu (dále R) velké biomechanické výhody. Měřili 15 mladých mužů s průměrnou dvouletou aktivní praxí severské chůze. Podle jejich měření dochází při severské chůzi k většímu zatížení kolenních kloubů při fázi „heel strike“ než při běžné chůzi. Nárůst zatížení je popisován prodloužením délky kroku při severské chůzi a zvětšením dorsální flexe hlezenního kloubu během první poloviny stojné fáze (ploska a podložka svírají v okamžiku došlapu větší úhel při NW než při W).

Při NW a W bylo při prvním kontaktu nohy s podložkou více extendované koleno, větší rozsah pohybu v kolenním kloubu a menší plantární flexe v hlezenním kloubu během celého krokového cyklu než při R. Při NW a W se v odrazové fázi objevovala i větší dorsální flexe v metatarsophalangeálních kloubech oproti R.

Při R dochází k došlapu ve větším inverzním postavení oproti W a současně při W v mírně větší inverzi než při NW (Stief et al., 2008).

Při srovnání vertikálního tlaku do podložky nebyly mezi NW a W při došlapu velké rozdíly. Do odrazu byla potřeba menší odrazová síla při NW. Maximální extenze v kolenním kloubu byla pozorována pro NW a W hned po dopadu paty na podložku, oproti tomu u běhu (R) se objevila až ve fázi „midstance“ (Stief et al., 2008).

2.3 Energetická náročnost chůze a zátěžové parametry

2.3.1 Zátěžové parametry

Maximální spotřeba kyslíku $VO_2\text{max}$

Maximální spotřeba kyslíku představuje nejvyšší množství kyslíku, které je organismus při intenzivním tělesném zatížení schopen přijmout za 1 minutu. Množství přijatého kyslíku určuje množství energie využitelné pro následnou svalovou práci. Obvykle se využívá vyjádření relativní spotřeby přepočítané na kilogram tělesné hmotnosti ($\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$). Přímé měření při zátěžovém testu do maxima je považováno za nejspolehlivější indikátor kardiovaskulární trénovanosti jedince a aerobní kapacity při vytrvalostním výkonu (Greenhalgh, George, & Hager, 2001; Hamar & Lipková, 2001).

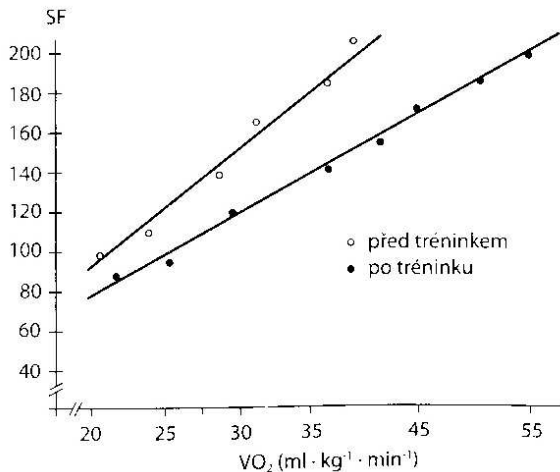
Hodnota maximálního příjmu kyslíku se využívá při určování přechodu z aerobního metabolismu do zóny anaerobního metabolismu při náročné fyzické aktivitě (např. měříme jej při stupňovaném zátěžovém testu do maxima na běžeckém nebo bicyklovém ergometru) (Stejskal, 2004).

Vliv na příjem a využívání kyslíku má celý řetězec fyziologických funkcí, hlavně vždy jeho nejslabší článek. Řetězec tvoří plicní ventilace, difúze kyslíku z alveol do krve, množství hemoglobinu v erythrocytech pro transport kyslíku krví do svalů a výkonnost srdečního svalu, schopnost svalových buněk extrahovat a využívat kyslík. U zdravého člověka však bývá limitujícím faktorem zejména výkonnost srdečního svalu a schopnost extrahovat kyslík do svalů. Oba tyto faktory se dají systematickým tréninkem zvýšit, ale na druhé straně je hodnota $VO_2\text{max}$ závislá na genetických předpokladech a většina populace je schopna jej zvýšit jen o 10 – 30 % (výjimečně až o 50 %) (Hamar & Lipková, 2001).

Vyhodnocení maximální spotřeby kyslíku

Maximální spotřeba kyslíku se určuje spirometrickým vyšetřením při zvyšující se intenzitě zátěže. Měří se množství proventilovaného vzduchu, procentuální úbytek kyslíku a přírůstek oxidu uhličitého ve vydechovaném vzduchu oproti koncentraci ve vzduchu vdechovaném. Při plynulém zvyšování intenzity zatížení stoupá hodnota spotřebovaného kyslíku jen do úrovně dané funkční zdatností testované osoby a při dalším zvyšování intenzity hodnota stagnuje na maximální úrovni. Chybějící

energie pro práci svalů převyšující možnosti aerobního metabolismu se uvolňuje bez spotřeby kyslíku anaerobně. Vzniká přitom množství kyseliny mléčné vedoucí k subjektivně nepříjemným pocitům a následnému ukončení zátěže. Výsledkem je maximální hodnota naměřená na konci testování (Hamar & Lipková, 2001).



Obrázek 13. Lineární vztah srdeční frekvence a spotřeby kyslíku při fyzické zátěži (Máček & Radvanský, 2011)

Tepová frekvence

Srdeční frekvence měřená na periférii je označována jako tepová frekvence a vyjadřuje počet srdečních stahů za minutu. V klidu se pohybuje kolem 65-75 tepů/minutu, při intenzivní fyzické zátěži může stoupnout až na hodnoty kolem 200 tepů/min. Při intenzitě o ještě vyšší srdeční frekvenci už dochází k menšímu naplnění srdečních komor krví a zhoršuje se stažlivost srdečních svalů. Tím pádem srdeční minutový objem (objem krve vytlačené srdcem za jednu minutu) již dále nestoupá. Frekvence pohybující se na či nad maximální tepovou frekvencí nejsou vhodné pro sportovní trénink (Havlíčková a kol., 2008; Rokyta a kol., 2008; Škopek, 2010).

Maximální tepová frekvence TFmax

Maximální tepová frekvence je definována jako individuální hodnota tepové frekvence ve chvíli, kdy již organismus není schopen dál pracovat a jedinec musí přerušit svou aktivitu. Využívá se pro plánování a kontrolu intenzity zatížení během tréninku. Hodnota TFmax se určuje buď přímo pomocí zátěžového testu do maxima, nebo se vypočítává rovnicí:

$$TF_{\max} = 220 - \text{věk (muži)}$$

$$TF_{\max} = 226 - \text{věk (ženy)}$$

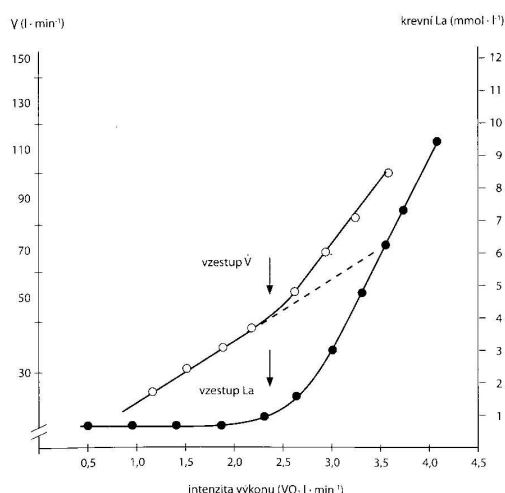
Výsledná hodnota rovnice však nezohledňuje individualitu, věk ani pohlaví jedince. Nepřesné hodnoty vychází zejména u osob starších 60 let. U jednotlivých autorů se výrazně liší způsob výpočtu a tudíž její spolehlivost není pro vědecké účely dostatečná (Škopek, 2010; Tvrzník & Soumar, 1999).

Pro trénink kardiovaskulárního systému je potřeba vyvinout kontinuální větší fyzickou zátěž na hodnotách 50-80 % MTR (maximální tepové rezervy). Běžná chůze rychlostí 5-6 km/h představuje pro organismus pouze přibližně 50 % maximální tepové frekvence (Balady et al., 2007; Tvrzník & Soumar, 1999).

Anaerobní práh

Jde o začátek hyperventilace, která vzniká při zvýšeném dráždění chemoreceptorů dýchacího centra v prodloužené míše následkem zvýšeného parciálního tlaku oxidu uhličitého v krvi. Je to hraniční intenzita zátěže, při jejímž překročení dojde k ochranné fyziologické únavě během desítek sekund následkem zvýšené hladiny laktátu v krvi. Při intenzitě pod touto hranicí vzniká únava mnohem později (Havlíčková a kol., 2008; Máček & Radvanský, 2011).

V současné době se určuje spíše ventilační anaerobní práh, kdy se registruje dynamika parametrů výměny dýchacích plynů a srdeční frekvence v průběhu narůstající zátěže. Zlom ve ventilační odpovědi určuje práh. Ventilační odpověď organismu je regulačním procesem, který probíhá současně se vznikem nouzové redistribuce krve v těle (Máček & Radvanský, 2011).



Obrázek 14. Ventilační anaerobní práh (Máček & Radvanský, 2011)

Respirační kvocient RQ

Respirační kvocient RQ je poměr mezi vydechovaným oxidem uhličitým (CO_2) a spotřebovaným kyslíkem (O_2). Informuje nás o tom, které živiny jsou v určitou chvíli metabolizovány. Při $\text{RQ} = 1$ se oxidují glycidy, $\text{RQ} = 0,7$ odpovídá oxidaci tuků a $\text{RQ} = 0,8$ oxidaci bílkovin. Při intenzivní práci jsou téměř výhradním zdrojem energie pro svalovou práci glycidy, při malé zátěži a nebo v klidu se energie získává ze všech živin. Při přeměně cukrů na tuky je R větší než 1, při glukoneogenezi z tuků a bílkovin naopak menší než 0,7. Podle hodnoty RQ můžeme usuzovat na převažující energetický substrát využívaný v danou chvíli aktivity (převažující využití tuků, cukrů či bílkovin) (Havlíčková a kol., 2008).

Borgova škála

Borgova škála se používá pro subjektivní ohodnocení vnímaného úsilí (RPE – Rating of Perceived Exertion) vyvíjeného během fyzické aktivity. Stupnice obsahuje 15 hodnot začínajících na 6 bodech (úsilí nižší než „velmi, velmi lehké“) a končící hraniční hodnotou 20 bodů (úsilí náročnější než „velmi, velmi těžké“). Vytvořil ji švédský vědec Gunnar Borg v 50. letech a dodnes je v drobných modifikacích běžně využívána. Stupnice byla utvořena tak, aby znázorňovala lineární vztah intenzity zatížení a srdeční frekvence při bicyklovém ergometru. Autor zvolil posunutý počátek škály, jelikož vztah intenzity a subjektivního pocitu nebyl podle jeho měření pod hodnotou 6 bodů ještě lineární (Borg, 1990; Máček & Radvanský, 2011; Stejskal, 2004).

Dle Stejskala (2004) zatížení při hodnotě 12 až 13 bodů dle RPE odpovídá 65 – 80 % TF_{max} a tím pádem tréninkové hodnotě začátečníků při aerobním tréninku. Ďadová, Pelíšková a Novotná (2005) uvádějí, že hodnota RPE 12-13 by měla odpovídat 50-70 % VO_2max a současně nejlépe percepčně vnímanému pocitu při aktivitě. Díky němu se při této intenzitě dá lépe dlouhodobě udržet adherence sportovce. Pro vyvážené zdravotní cvičení by hodnota RPE neměla přesáhnout 15 bodů. Vyšší hodnoty jsou vhodné zejména pro trénované sportovce (Stejskal, 2004; Ďadová, Pelíšková, & Novotná, 2005).

Instrukce ke správnému ohodnocení subjektivní zátěže RPE škály dle Borga

Pro správné zhodnocení subjektivní zátěže na „RPE“ škále dle Borga je nejdůležitější pochopení a dodržování přesných instrukcí. Jednotlivce je nutno

instruovat již před prvním měřením. Tabulka hodnot musí být po celou dobu měření před očima probanda. Ústní instrukce pro vlastní hodnocení subjektivního úsilí se řídí třemi hlavními body (Ďadová, Pelíšková, & Novotná, 2005):

1. vysvětlení pojmu subjektivní vnímaná zátěž - slouží k určení diskomfortu, intenzity a stresu v průběhu zátěže
2. vysvětlení percepčního rozsahu – získání představy o jednotlivých stupních, představa maxima a minima
3. povzbuzení k pravdivému udání subjektivní hodnoty bez srovnávání dle tepové frekvence či sklonu

Tabulka 2. Borgova škála vynaloženého úsilí (Stejskal, 2004)

| Bodové hodnocení vnímaného úsilí (RPE) | Slovní popis RPE |
|--|--------------------|
| 6 | |
| 7 | Velmi, velmi lehké |
| 8 | |
| 9 | Velmi lehké |
| 10 | |
| 11 | Docela lehké |
| 12 | |
| 13 | Poněkud těžké |
| 14 | |
| 15 | Těžké |
| 16 | |
| 17 | Velmi těžké |
| 18 | |
| 19 | Velmi, velmi těžké |
| 20 | |

2.3.2 Vytrvalostní aktivita

Intenzita svalových kontrakcí při vytrvalostním tréninku je výrazně nižší než při silovém cvičení. Při vytrvalostním běhu například nepřesahuje 25 – 30 % maximální volní kontrakce. Nepochází ke svalové hypertrofii ani k výraznému zvětšení svalové síly, ale výrazné adaptační změny se dějí na metabolické úrovni. Zlepšuje se energetický metabolismus svalových buněk zvětšením koncentrace energetických substrátů a myoglobinu, vyšší aktivitou enzymů a kapilarizací aktivovaných svalů (Hamar & Lipková, 2001).

Pro představu energetická spotřeba organismu v klidném stoji oproti bazálnímu metabolismu v poloze vleže vzroste o 25 %. Při iniciaci chůze dojde k mohutnému nárůstu potřebné energie. Pro výpočet energetické spotřeby vzhledem k rychlosti chůze lze využít rovnici:

$$E_w = 32 + 0,005 * v^2$$

Kdy E_w označuje spotřebovanou energii v cal/kg, v je rychlost v metrech za minutu (Rose & Gamble, 2006).

2.3.3 Preskripce pohybové aktivity

Pro navržení pohybového tréninku a úpravu dosavadní habituální aktivity lze využít doporučení American Heart Association. Doporučení týkající se zejména osob se srdečními potížemi můžeme aplikovat i pro prevenci ostatních projevů „civilizačních“ chorob ve smyslu metabolického kardiovaskulárního syndromu. Obecně přijímané schéma aerobního tréninku je popisováno pro cvičení třikrát týdně s odpočinkem mezi dvěma aktivními dny (Máček & Radvanský, 2011).

Habituální aktivita

Za habituální aktivitu se považuje veškerý pohyb v rámci pracovního dne i volného času, kromě tréninkové jednotky. Zjišťují se jednak domácí, pracovní a rekreační potřeby a jednak ochota klienta a sociální podpora rodiny pro změnu životního stylu. Důležitá je fyzická náročnost zaměstnání, bariéry znemožňující zvýšení pohybové aktivity, koníčky (sedavé či aktivní). Habituální aktivitu můžeme zvýšit v rámci každodenního programu, např. změnou způsobu dopravy na pracoviště (autem, pěšky), procházkou během pracovní pauzy, chůzí po schodech místo čekání na výtah

a podobně. Naše intervence prostřednictvím přidáním kondičního tréninku nesmí habituální aktivitu snížit. Snahou je ji navýšit nebo alespoň udržet na stejné úrovni (Balady et al., 2007; Máček & Radvanský, 2011).

Pohybový trénink

Pro správný předpis množství a intenzity zátěže je potřeba určit maximální zátěžové parametry (nejlépe při zátěžovém testu do maxima). K dostatečné kontrole zatížení je potřeba monitor srdeční frekvence (hrudní pás snímající tepovou frekvenci a hodinky přijímající informace z pásu). Pohybový program by měl obsahovat zejména aerobní složku doplněnou o složku odporovou. Aerobní trénink je doporučován 3-5x týdně při intenzitě 50-80 % MTR v délce 20-60 min. Takovýmto typem zátěže může být chůze na běhátku či venku, severská chůze s holemi, jízda na kole, veslování, chůze do schodů apod. Odporový trénink je doporučován 2-3x týdně, intenzita 10-15 opakování do mírné únavy. Provádí se 1-3 sety o 8-10 cvicích pro různé svalové skupiny. Lze využít odpor závaží, činky, váhy vlastního těla, elastické pásy (např. theraband) a jiné posilovací stroje (Balady et al., 2007; Máček & Radvanský, 2011).

2.3.4 Energetické nároky běžné chůze a chůze s holemi

Při srovnání běžné chůze a chůze s holemi je nutno přihlídnout i k dalším podmínkám, které mohou mít vliv na rozdílnou energetickou náročnost obou typů sportu. V následujících studiích bylo zkoumáno, jaký vliv mají různé podmínky na metabolickou odezvu organismu. Důraz byl kladen zejména na rozdíly při různém sklonu pásu.

Zatížení bylo zkoumáno dle různých fyziologických parametrů. Jedním z parametrů je i % VO_2max . U běžné populace se VO_2max u mužů pohybuje kolem $45 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, u žen $35 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Podle Kirtley (2006) se energetické nároky běžné chůze pohybují kolem 35 % VO_2max , avšak s věkem a nadváhou absolutní hodnota VO_2max klesá a stoupá procentuelně vyjádřená energetická náročnost až na 56 % VO_2max .

Severská chůze je energeticky náročnější než chůze bez holí i při pohybu po rovině. Zvyšuje se spotřeba kyslíku vyjádřená % VO_2max (o 20, 6 %), stoupá tepová

frekvence (o 6,1 % TFmax) ale současně klesá subjektivně vnímané úsilí RPE o 7,8 % (Church, Earnest, & Morss, 2002).

Sklon chodeckého pásu

Sklon povrchu má zásadní vliv na fyziologické parametry při chůzi. Rozdílná je náročnost chůze po rovině, z kopce i do kopce. Podle Figard-Fabre, Fabre, Leonardi a Schena (2010) se s použitím nordických holí zvyšuje minutová ventilace (V_E), energetická spotřeba (EC), spotřeba kyslíku (VO_2) i srdeční frekvence (TF). Současně dochází při chůzi s holemi k prodloužení kroku. Snižuje se hodnota subjektivně vnímaného vynaloženého úsilí (RPE). K výše zmíněným změnám dochází při chůzi s holemi po rovině i při změně sklonu o 5 % nad horizontálu i pod horizontálu oproti chůzi bez holí. Největší nárůst spotřeby energie při severské chůzi oproti běžné chůzi se nachází při chůzi z kopce (o 55 %), menší nárůst při chůzi po rovině (o 21%) a při chůzi do kopce pouze o 10 %. Naopak hodnota RPE signifikantně klesla zejména u severské chůze do kopce oproti běžné chůzi. Výše uvedené výsledky však reprezentují skupinu obézních žen středního věku a mohou být složením souboru ovlivněné (Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, & Schena, 2010).

Tvrдость povrchu

Nordic Walking je venkovní aktivita, která se provádí většinou na stezkách či lesních cestách. Podle Schiffer, Knicker, Dannohl a Struder (2009) má různá tvrđost terénu (beton, umělý povrch, tráva) vliv na zvýšení spotřeby kyslíku VO_2 a energetické spotřeby vyjádřené v MET (klidový metabolický obrat) při NW na travnatém povrchu oproti betonovému chodníku. K nárůstu tepové frekvence a subjektivně vnímaného úsilí s klesající tvrđostí povrchu podle autorů nedochází. Sami autoři tuto diskrepanci výsledků připisují složení měřeného souboru. Skládal se z velmi dobře trénovaných atletů, kteří jsou na submaximální zátěž tohoto typu velmi dobře adaptovaní a tudíž rozdílný povrch nemá na tepovou frekvenci výrazný vliv. U netrénovaných jedinců či pacientů v rekonvalescenci či po úraze však předpokládají rozdíl výrazně vyšší.

Rychlost chůze

Jednou z možností volby správné intenzity zatížení při severské chůzi je subjektivně určená rychlost chůze vztažená k individuální hladině spotřeby kyslíku VO_{2max} . Jurimae, Meema, Karelson, Purge a Jurimae (2009) vztahovali vliv různé

rychlosti severské chůze ke spotřebě kyslíku a subjektivnímu úsilí (RPE). Rychlosti byly instruovány ve čtyřech po sobě následujících stupních (1 – pomalá chůze, 2 – běžná chůze, 3 – rychlejší chůze, 4 – maximální rychlá chůze). Snižuje se opět RPE při použití holí u výkonnostně zdatnějších i výkonnostně slabších jedinců. Došli k závěru, že NW je vhodná aktivita pro ženy bez ohledu na jejich VO_2max . Jedinci s nízkým VO_2max by měli ideálně sportovat při subjektivní intenzitě „rychlejší chůze“, avšak pro jedince s vysokým VO_2max je potřebná odezva organismu až při intenzitě „maximální rychlé chůze“.

2.4 Využití Nordic Walking v rehabilitaci

Nordic walking je finančně nenáročná pohybová aktivita. Dá se provádět za každého počasí a v kteroukoliv roční dobu. Svou variabilitou a nenáročností na technické vybavení je ideální aerobní aktivitou pro každého v každém věku. Dá se tedy úspěšně využívat i jako součást komprehenzivní rehabilitace u širokého spektra diagnóz. Výhodou je i možnost skupinových cvičebních jednotek, kde dochází k obnovení sociálních kontaktů a současně zlepšení psychického stavu. Pro názornost je níže uvedeno několik výzkumů, které byly přímo zaměřeny na účinky Nordic walking u jednotlivých diagnóz.

Obezita

Svižná chůze je doporučována jako nejvhodnější sportovní aktivita při snižování nadváhy. Pravidelná pohybová aktivita vede k redukci množství tělesného tuku se současným nárůstem aktivní svalové hmoty v těle. U obézních jedinců však dochází k přetěžování kloubů a předčasné osteoartróze kyčelních a kolenních kloubů. Při severské chůzi současně prodlužuje délka kroku. Při delším kroku však často dochází k větší extenzi kolenního kloubu při dopadu paty na podložku a tím pádem by mohlo docházet k většímu opotřebenosti kolenních kloubů místo jejich odlehčení. Nejen jedinci s nadváhou si při chůzi musí dávat pozor na neustálou mírnou flexi kolene při dopadu. Spekulovanou otázkou je odlehčení nosných kloubů při použití holí. Díky aktivnímu zapojení horních končetin do lokomoce se dá docílit vyšší energetické spotřeby během severské chůze i při nižších rychlostech. Obézní lidé mívají též horší stabilitu při běžné chůzi, se kterou jim mohou hole výrazně pomoci. Na špatnou dynamickou stabilitu chůze přímo navazuje větší subjektivně vnímané úsilí, které pociťují již při běžné chůzi. Využití holí tento handicap eliminuje. Snížení vnímaného úsilí je výrazným přínosem severské chůze zejména u obézních jedinců, kteří mívají problém s nízkou adherencí k pohybu (Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, & Schena, 2010; Mommertová-Jauchová, 2009; Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Osteoartróza nosných kloubů

Chůze s holemi při potížích nosných kloubů je velmi diskutovanou otázkou. Pro správnou výživu chrupavky je nutné její adekvátní zatěžování. Severská chůze umožňuje zlepšení stereotypu chůze a lepší kontrolu pohybu. Dochází k posílení svalů dolních končetin, které mají při postižení nosných kloubů tendenci ochabovat. Zlepšuje

se propriocepce i stabilizace kloubů dolních končetin. Adekvátní pohybovou aktivitou s posílením okolních svalů se mohou projevy postižení chrupavky zmírnit (Mommertová-Jauchová, 2009).

Podle Hansen, Henriksen, Larsen a Alkjaer (2008) k odlehčení kolenních kloubů při severské chůzi nedochází. Dochází ke zvětšení rozsahu pohybu v kyčli. Rozsah pohybu v kolenu a kotníku zůstává při chůzi s holemi bez výrazných změn oproti chůzi bez holí. Zvětšuje se délka kroku a s ní související vyšší aktivita plantárních flexorů při odrazu. Spolu s prodloužením délky kroku dochází k větší extenzi kolenního kloubu při dopadu paty na podložku. Při pohybu musí nosné klouby nést celou váhu horní poloviny těla. Jedná-li se o pacienty s potížemi nosných kloubů (např. osteoartróza, zranění) či nadváhou, pak při chůzi s holemi je podle této studie nutno brát v úvahu stejná omezení jako při normální chůzi.

Prevence kardiovaskulárních chorob

V prevenci kardiovaskulárních chorob přispívá chůze s holemi zejména zlepšením kardiovaskulární výkonnosti. Využití svalů horních končetin umožňuje vyšší intenzitu zatížení při relativně nízkém subjektivním úsilí. Kocur, Deskur-Smielecka, Wilk a Dylewicz (2009) porovnávali mezi sebou vliv severské chůze, běžné chůze a klasického dynamického tréninku u pacientů po akutním koronárním syndromu. Výzkum začal nejdříve 2-3 týdny po akutním záchvatu při dostatečné fyzické kondici a trval 3 týdny. Účastníci šli vždy po rozsvícené na vycházku po asfaltovém povrchu vzdálenost 2,5 km. V polovině trasy se konala 5 min přestávka na strečink a dechové cvičení. U skupiny provádějící severskou chůzi se zvětšila síla svalů dolní poloviny těla a dynamická stabilita při chůzi oproti chodecké a kontrolní skupině (hodnoceno pomocí Fullerton Functional Test – 1. koordinační test postavení se ze sedu, ujití 2,44 m vpřed k tyčce a návrat do sedu na čas, 2. počet opakování flexe lokte se závažím za 30 s, 3. postavení se ze sedu na židli za 30 s, 4. zapažení obou paží a měřená vzdálenost mezi prsty obou rukou, 5. zkouška dosažení prsty rukou na palec propnuté nohy v sedě na židli, 6. test 6 minut chůze – měřena ujitá vzdálenost). Síla svalů horní poloviny těla se zlepšila v obou chodeckých skupinách oproti skupině kontrolní (Rozanska-Kirschke, Kocur, Wilk, & Dylewicz, 2006).

Při preskripci pohybové aktivity pacientů s ischemickou chorobou srdeční a jinými chorobami srdce lze postupovat podle doporučení Americké kardiologické společnosti pro rehabilitaci kardiaků. Zahrnuje základní vyšetření pacienta, dietologické

poradenství, ovlivnění rizikových faktorů – krevního tlaku, dislipoproteinémie, hmotnosti, DM II, kouření, psychosociální intervenci, poradenství ve volbě a intenzitě pohybové terapie. Ke správnému dávkování pohybové aktivity je důležité kardiologické vyšetření a maximální zátěžové vyšetření. Měla by se dodržovat dostatečná habituální aktivita pacienta (např. využití krokoměru a plnění normy 10 tisíc kroků denně). Pacient by měl provádět aerobní cvičení 3-5x týdně při intenzitě 50-80 % maximální tepové rezervy (MTR), po dobu 20-60 minut. Vhodná je nejen severská chůze a dostatečně rychlá chůze ale i běhátko, jízda na kole, veslování, chůze do schodů či jiný intervalový kontinuální trénink. Odporové cvičení by se mělo provádět 2-3x týdně, intenzita 10-15 opakování do mírné únavy v 1-3 setech po 8-10 cvicích pro různé svalové skupiny. Lze využít odpor závaží, gumového therabandu, speciální posilovací stroje (Balady et al., 2007; Máček & Radvanský, 2011).

Prevence osteoporózy

Pro pacienty s osteoporózou je nejčastější příčinou úrazu nestabilita při chůzi a následný pád. Při zhoršené stabilitě a koordinaci chůze dochází současně k omezování habituální aktivity a dalšímu snižování kondice a svalové síly. Pro udržení pevného skeletu a formování správné struktury kostí je důležitá pravidelná aktivita o přiměřené intenzitě a adekvátní zatížení kosterního aparátu. Čím déle je člověk aktivní, tím lépe se udržuje jeho kosterní aparát v dobrém stavu. Severská chůze zvyšuje stabilitu jedince při chůzi a pozitivně tím prospívá v prevenci pádů i u jedinců, kteří by se již na delší vycházku bez lehké opory nordických holí nevydali (Mommertová-Jauchová, 2009; Wendlová, 2008).

Chronická bolest dolní části zad (low back pain, LBP)

Chůze s aktivním využitím nordických holí přispívá k rychlejší úlevě od bolesti při chronické bolesti beder s iradiací do dolní končetiny i bez ní. Hartvigsen, Morso, Bendix a Manniche (2010) zjistili, že dochází ke zlepšení funkčního stavu a zmenšení bolesti bederní páteře a vystřelující bolesti do dolní končetiny (bolest před měřením trvala déle než 8 týdnů). Výzkumu se zúčastnilo celkem 136 pacientů, kteří navštívili kliniku pro léčbu bolesti zad. Byly zkoumané 3 skupiny. První skupina docházela 2x týdně po dobu 8 týdnů na lekce pod vedením fyzioterapeuta (instruktora NW). V druhé skupině dostali pacienti instruktáž a jednu výukovou hodinu a následně 8 týdnů chodili NW samostatně. Třetí kontrolní skupina dostala pouze základní intervenční instrukce

o správném životním stylu po dobu prvních 4 týdnů, kterou absolvovali i všichni ostatní zúčastnění při přijetí na kliniku. Zlepšila se nejen úleva od bolesti, ale i funkční schopnosti pacientů v denních úkonech oproti údajům, které udávali před terapií. Skupina cvičící pod dohledem terapeuta měla v obou kriteriích lepší výsledky, ale rozdíl mezi skupinami nebyl statisticky významný, proto autor uvádí, že Nordic walking nemá specifické účinky u pacientů s LBP.

Intermitentní klaudikace

Vaskulární intermitentní klaudikace jsou příznakem zúžení periferních arterií nejčastěji jako následek progredující aterosklerózy. Zkracuje se vzdálenost, kterou je pacient schopen kontinuálně ujít a dochází ke klaudikacím, nebo-li nutnosti zastavení chůze s úlevou v klidu. Tím se liší projev vaskulárních klaudikací od neurogenních následkem zúžení páteřního kanálu, které vykazují úlevu při zastavení a současnou flexí trupu (Ambler, 2006; Oakley, Zwierska, Tew, Beard, & Saxton, 2008).

Oakley et al. (2008) zkoumali vliv využití nordických holí na okamžité prodloužení klaudikačního intervalu u intermitentní klaudikace z vaskulárních příčin. Výzkum byl prováděn na skupině 21 mužů průměrného věku 70 let na chodeckém pásu rychlostí 3,2 km/h. Každý z pacientů šel jedno měření bez holí a jedno měření s holemi v náhodném pořadí s dostatečnou pauzou mezi měřeními (čas autor neuvádí). Při chůzi s holemi se prodloužila vzdálenost do prvního projevu klaudikace z průměrných 77 m (bez holí) na průměrných 130 m, což se rovná nárůstu o 69 %. Maximální vzdálenost, kterou byl pacient schopen ujít i přes snesitelnou ischemickou bolest končetiny, se zvýšila o 38 % (průměrně 206 m bez holí, průměrně 285 m s holemi). Spolu s prodloužením klaudikačního intervalu se zvýšily i hodnoty dosažené srdeční frekvence, spotřeby kyslíku i minutového srdečního objemu. Zlepšily se i sociální kontakty jedince a přístup k aktivnějšímu životnímu stylu.

Diabetes mellitus II. typu (dále DM II)

Diabetes mellitus II. typu je nejčastější metabolickou poruchou v tzv. západním světě. Lze jej pokládat za pozdní projev syndromu inzulínové rezistence s androidní obezitou, hypertenzí, poruchou metabolismu tuků s dyslipoproteinémií, vyšší srážlivostí krve a urychlenou aterosklerózou. Tělesná aktivita a správná životospráva jsou důležité jak v prevenci primární, sekundární i terciální. Stabilizaci a zlepšení zdravotního stavu může přinést pouze trvalá změna životního stylu s racionální dietou nepodporující

vysokou glykémii a s řízenou pohybovou aktivitou. Nutná je i patřičná motivace pacienta k dlouhodobé změně. Součástí komprehenzivní terapie by měl být nejen lékař a fyzioterapeut, ale i dietolog a psycholog (Gram, Christensen, Christiansen, & Gram, 2010; Máček & Radvanský, 2011).

Konkrétní rehabilitační plán je nutno přizpůsobovat dalším komorbiditám a již vzniklým komplikacím. Diabetik by měl cvičit pravidelně každý den. Při intenzivní zátěži však hrozí riziko hypoglykémie, které by měl lékař a diabetolog s pacientem řešit. U diabetika bez komplikací a nedlouho po manifestaci onemocnění lze cvičit i bez odborného dozoru. Měl by začínat na tepové frekvenci 50-60 % MTR (maximální tepové rezervy – rozdíl mezi klidovou a maximální tepovou frekvencí). Po několika měsících cvičení lze zvýšit zatížení na 70-80 % MTR a postupně přidávat do cvičení i posilovací prvky. Pro kontrolu tepové frekvence je vhodné pořídit si monitor srdeční frekvence (typu sporttester) (Máček & Radvanský, 2011).

Gram, Christensen, Christiansen a Gram (2010) zkoumali vliv Nordic walking a aerobně-silového cvičebního programu na metabolické parametry u pacientů s DM II. Po 4 měsíční intervenci pod vedením terapeuta se parametry HDL (cholesterol o vysoké hustotě) ani hladina triglyceridů v krvi výrazně nezměnila. Zvýšila se hladina LDL (cholesterol o nízké hustotě) v krvi u skupiny cvičící aerobně-silový trénink oproti skupině kontrolní. Tyto negativní výsledky však podle autorů mohou být způsobeny zvoleným programem, který byl nedostatečně intenzivní (první 2 měsíce 2x týdně cvičení či NW, další 2 měsíce 1x týdně, vždy 30 min kontinuálně + instrukce k domácímu cvičení). I přes malou náročnost na čas byla adherence k programu pouze 64,6 %. Pacienti bez dohledu nebyli schopni dodržet pravidelnost domácího cvičení a změnu životního stylu, tím pádem se výsledek nepromítl ani do kvality jejich života. Pozitivní změnou byla ztráta určitého množství tělesného tuku, bez ztráty tělesné hmotnosti u cvičící i chodecké skupiny. Tento výzkum jen potvrzuje potřebu pravidelné denní aktivity a trvalou změnu životního stylu pro ovlivnění zdravotního stavu, které většina diabetiků není schopna samostatně nedodržovat.

Parkinsonova choroba

Parkinsonova choroba se projevuje hypomobilitou spojenou s nejistotou při typické šouravé chůzi, a současně se mohou objevovat i psychické projevy depresí a apatie. To vše ústí k sedavému způsobu života a následně ke zkrácení délky života.

Pravidelná adekvátní fyzická aktivita snižuje riziko tzv. civilizačních chorob (DM II, obezita, kardiovaskulární choroby a další), pomáhá při prevenci osteoporózy a snižuje riziko pádů, které bývají u Parkinsonovy choroby časté. Pozitivně ovlivňuje kvalitu spánku a psychické naladění. Nordic walking je dobře přijímanou aktivitou u této skupiny pacientů a vykazuje i výrazné zlepšení v délce kroku, rychlosti chůze a reakční rychlosti (např. test 10 m rychlé chůze na čas, 6 min chůze, test get-up-and-go na čas). U sledovaných pacientů byla provedena 6-ti týdenní intervence (2x týdně 1h pod vedením vyškoleného terapeuta). Došlo nejen ke zlepšení výše uvedených parametrů, ale i ke zlepšení kvality života. Zlepšení parametrů přetrvalo i při přeměření 5 měsíců po intervenci (Eijkeren et al., 2008).

Nestabilita a nejistota chůze u seniorů

Díky nízkému subjektivně vnímanému úsilí je NW dobře akceptovanou pohybovou aktivitou i u seniorů. Opora o NW hole umožňuje stabilnější a rychlejší chůzi s větší spotřebou energie oproti běžné chůzi. Zlepšuje se držení těla a bez většího úsilí dochází ke zlepšení fyzické kondice a nárůstu svalové hmoty na dolní i horní polovině těla. Při začátku rehabilitace je však nutné zvážit fyzické možnosti a aktuální zdravotní stav začínajících aktivních seniorů. Jednou z nejdůležitějších výhod NW je však znovunavázání sociálních kontaktů a velký pozitivní vliv na psychiku nejen díky pohybu.

Z bezpečnostních důvodů je možné u nestabilních klientů pro začátek využít nácviku chůze po rovině u zábradlí s přidržením jedné ruky. Další možností je využití pevného bezpečnostního pásu kolem pasu klienta. Terapeut je stále po boku klienta a svou paží zezadu jistí chůzi za pás. Postupně se jistota zlepšuje a opora terapeuta mizí. Přidávají se obě hole, trénuje se zastavení, otočení a změny ve směru a rychlosti chůze (Svensson, 2007).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavní cíl práce

Porovnat změnu intenzity zatížení při běžné chůzi a severské chůzi prostřednictvím procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO_2max) a procenta maximální tepové frekvence (% $TFmax$).

Dílčí cíle

1. Porovnat metabolické a kardiovaskulární zatížení při NW a při chůzi bez holí v různých sklonech chodeckého pásu.
2. Vzájemně porovnat míru subjektivně vnímaného úsilí (RPE) při běžné chůzi a NW prostřednictvím Borgovy škály.

Výzkumné otázky

1. Dochází při změně sklonu chodeckého pásu ke změně intenzity zatížení vyjádřené % VO_2max při běžné chůzi a při NW?
2. Dochází při změně sklonu chodeckého pásu ke změně intenzity zatížení vyjádřené % $TFmax$ při běžné chůzi a při NW?
3. Liší se subjektivně vnímané úsilí RPE při běžné chůzi a NW v závislosti na sklonu pásu?

4 METODIKA

Bylo měřeno 10 osob při běžné chůzi a chůzi s holemi na chodeckém pásu ve sklonech 0 %, 5 %, 7,5 %, 10 % individuální konstantní rychlostí. V každém sklonu byla provedena 1x chůze bez holí. Při chůzi s holemi jsme rozlišovali různý stupeň subjektivního úsilí vyvíjeného horními končetinami – nízké, střední, maximální. Všechny tři stupně úsilí byly prováděny ve všech sklonech 0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %. Celkem se každý zúčastnil 16 měření na chodeckém pásu – 4x bez holí, 12x s holemi. Navíc každý absolvoval stupňovaný běžecký zátěžový test do maxima, antropometrické vyšetření, kineziologické vyšetření, test maximálního volného úsilí horními končetinami. Součástí této práce bude pouze porovnání chůze bez holí ve všech sklonech a severská chůze středním úsilím. Ostatní data budou součástí jiných prací.

4.1 Složení měřeného souboru

Soubor se skládal z 5 mužů a 5 žen, studentů Fakulty tělesné kultury v Olomouci. Věk zúčastněných osob byl $23,4 \pm 3,2$ let, BMI $22,71 \pm 1,35 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$, maximální spotřeba kyslíku (VO_2max) $61,64 \pm 2,75 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ u mužů a $43,36 \pm 3,1 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ u žen.

Testování probíhalo za standardních laboratorních podmínek (teplota 20-24°C, relativní vlhkost vzduchu 40-60 % zajišťovaná klimatizací). Účastníci museli být bez akutních i chronicky přetrvávajících bolestí, bez akutních zranění. Testování neprobíhalo při příznacích akutního onemocnění. Účastníci byli instruováni k dodržování několika podmínek standardního měření: vyvarovat se náročných činností 24h před samotným testem, nepožít alkoholické nápoje alespoň 24h před testováním, nekouřit cigarety 12 hodin před testováním, nekonzumovat větší množství jídla minimálně 2 hodiny před testem.

Tabulka 3. Fyziologické parametry souboru

| | Věk (let) | BMI | VO_2max ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) | TFmax (tepů/min) |
|--------|-----------------|------------------|---|---------------------|
| muži | $24,2 \pm 4,00$ | $22,70 \pm 0,90$ | $61,64 \pm 2,75$ | $195,8 \pm 2,05$ |
| ženy | $22,6 \pm 2,19$ | $22,72 \pm 1,81$ | $43,36 \pm 3,1$ | $193,2 \pm 2,95$ |
| celkem | $23,4 \pm 3,20$ | $22,71 \pm 1,35$ | $52,5 \pm 10,0$ | $194,5 \pm 2,76$ |

4.2 Stupňovaný běžecký zátěžový test do maxima

Každý proband se na počátku výzkumu zúčastnil běžeckého zátěžového testu na běžeckém ergometru LODE Valiant (Holandsko) v laboratoři FTK UP a analýzy dechových plynů a plicních objemů analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo). Současne byla snímána srdeční frekvence pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přijímačem Polar do počítače.

Každý proband byl pečlivě uvázán do bezpečnostního popruhu, na ústa mu byla připevněna maska pro snímání dechových plynů, na hrudník nasazen hrudní pás Polar. Pro muže a ženy byl test odlišen pouze hodnotami rychlosti pásu. Hodnoty pro ženy uvádím v závorce za hodnotami pro muže (viz tabulka 4).

Maximální zátěžový test mužů začínal čtyř minutovým během na zahřátí organismu při rychlosti 8 km/h (ženy 7 km/h) a sklonu pásu 0 %. Pátou minutu se zvyšoval sklon na 5 %. Šestou minutu se zvýšila pouze rychlost na 10 km/h (ženy 9 km/h), sklon zůstal 5 %. Následovalo zvýšení rychlosti na 12 km/h (ženy 10 km/h) a po půl minutách se rychlost zvyšovala vždy o 1 km/h až do 15 km/h (ženy 13 km/h). Po dosažení maximální rychlosti pásu se zvedal opět každou půl minutu sklon o 2 %. Běžecký test končil vyčerpáním organismu (subjektivním pocitem maxima pro nevládnutí intenzity zatížení). Pás se pomalu zpomaloval na rychlost chůze a následovala krátká chůze jako prevence benigního pozátěžového kolapsu.

Výsledkem testu byly hodnoty maximální spotřeby kyslíku (VO_2max) a maximální srdeční frekvence (TFmax). Hodnoty překonávané zátěže byly vypočteny z hmotnosti probanda, rychlosti a sklonu běžeckého pásu v software běžeckého ergometru.

Tabulka 4. Maximální zátěžový test pro muže (hodnoty pro ženy jsou uvedeny v závorce)

| Čas (min) | Rychlost pásu (km/h) | Sklon (%) |
|-----------|----------------------|-----------|
| 1-4 | 8 (7) | 0 |
| 5 | 8 (7) | 5 |
| 6 | 10 (9) | 5 |
| 7 | 12 (10) | 5 |
| 7,5 | 13 (11) | 5 |

| | | |
|-----------------|---------|---|
| 8 | 14 (12) | 5 |
| 8,5 | 15 (13) | 5 |
| 9 | 15 (13) | 7 |
| 9,5 - vyčerpání | 15 (13) | 9 |

4.3 Kineziologický rozbor

Každému účastníkovi výzkumu byl proveden kineziologický rozbor s důrazem na svalové dysbalance a na dřívější zranění. Vyšetření začínalo anamnézou s důrazem na nynější zdravotní stav, sportovní anamnézu a dřívější zranění. Následovala aspekce stoje ve frontální a sagitální rovině. Sledovány byly odchylky od normy - zakřivení páteře, postavení hlavy, ramen, horních končetin, pánve, kyčelních kloubů, dolních končetin, tvar podélné a příčné klenby nožní. Orientačně byly zjišťovány pasivní a aktivní rozsahy pohybu kořenových kloubů i kloubů volných končetin. Byly provedeny testy stereotypu flexe a abdukce horní končetiny, extenze páteře, testy na hluboký stabilizační systém, hypermobilitu. Palpačně byly zjišťovány hypertonické svaly a reflexní změny. Pozorován byl stereotyp chůze.

Vyšetření bylo dále zpracováváno, určena klíčová oblast možných patologií pohybového aparátu jedince a výsledky porovnány spolu s Dotazníkem zdravotního stavu (viz příloha č. 3). Konečný výsledek z kineziologického rozboru a dotazníku jedince byl následně konfrontován s videozáznamy z jednotlivých měřených sklonů a závěry interpretovány formou kazuistiky.

4.4 Výzkumné metody

Měření bylo prováděno na skupině 10 probandů (5 mužů, 5 žen) ve věkovém rozmezí 20 – 30 let. Ještě před prvním měřením byl proband instruován edukovaným instruktorem Nordic Walking ke správné technice chůze NW při všech sklonech a úsilí (viz kapitola Technika NW). Jedinci byly poskytnuty hole pro další samostatný nácvik chůze. Jakmile proband zvládl techniku chůze, byla mu stanovena individuální rychlost chodeckého pásu (6,8 – 7,6 km/h) při 0 % sklonu při chůzi bez holí. Tato rychlost pro něho zůstala konstantní ve všech dalších měřeních. Každé jednotlivé měření začínalo chůzí pro zahřátí organismu na intenzitě a sklonu právě měřené varianty chůze. Po uplynutí 5 min plynule přecházelo v cílené měření opět v délce 5 min. Varianta měření byla volena v náhodném pořadí. Probíhalo jedno měření za jeden den. Na konci

měření byla zaznamenána subjektivní zátěž na škále „RPE“ dle Borga (viz kapitola 2.3.1 Zátěžové parametry).

Testování probíhalo na běžeckém ergometru LODE Valiant (Holandsko) v laboratoři FTK UP v Olomouci. Měření dechových plynů bylo prováděno analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo). Tepová frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do centrálního PC.

Každý proband v náhodném pořadí absolvoval 4 měření chůze bez holí a 12 měření severské chůze. Při chůzi bez holí byla sledována kroková frekvence pomocí přístroje Actigraph (USA) a data telemetricky přenášena do PC.

V těle holí byl nainstalován speciální snímač pro monitoring axiálních sil v holích při chůzi MPAF (System For Monitoring of the Pole Axial Force in Nordic Walking), který byl pro tyto účely vyvinut přímo na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci. Součástí výzkumu byl i test maximální axiální síly obou horních končetin, kterou je schopen proband v klidném stoji provést. V mé práci data získaná z tensometrů nebudou přímo využívána, ale budou využita až v rámci budoucích vědeckých prací.

Každé měření s holemi i bez holí bylo zaznamenáváno na 2 digitální kamery v rovině sagitální a frontální (dorsální pohled a boční pohled z levé strany chodce). Výstupy z kamer a jejich zpracování jsou podkladem vybrané kazuistiky této práce.

4.4.1 Chůze bez holí

Měřena byla chůze bez holí konstantní individuální rychlostí při sklonech 0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %. Délka trvání jednoho měření byla 10 min včetně předehřívací fáze. Proband měl připevněn hrudní pás Polar T 31 pro měření tepové frekvence. Složení dechových plynů bylo analyzováno přístrojem ZAN Ergo USB 600 (Německo) prostřednictvím masky na obličeji chodce. Přístroj Actigraph (USA) byl využíván pro sledování krokové frekvence. Všechna data byla telemetricky přenášena do centrálního počítače. Bezprostředně po ukončení měření byla zaznamenána hodnota subjektivního úsilí chůze na škále „RPE“ dle Borga.

4.4.2 Chůze s holemi

Zkoumány byly sklony 0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %. V každém sklonu bylo provedeno měření tří různých úsilí vyvíjených horními končetinami (nízké, střední

a maximální). Míra úsilí vyvinutého horními končetinami během celého pokusu byla konstantní. Na počátku každého měření byl proband instruován, jaké má být vyvinuto úsilí horních končetin a jaký sklon chodeckého pásu půjde.

Každé úsilí bylo vždy instruováno stejnými povely:

Nízké úsilí – aktivita horních končetin pouze doplňuje aktivitu dolních končetin, paže cíleně nezabírají silou do podložky

Střední úsilí – optimální úsilí, při kterém subjektivně pociťuje rovnováhu práce horních a dolních končetin. Úsilí je schopen konstantně provádět minimálně 30min.

Maximální úsilí - největší možné úsilí, kterým je schopen proband ještě stále provádět Nordic Walking a které současně vydrží požadovanou dobu (1-2min)

Měření začínalo vždy 5-ti minutovým zahřátím na stanovené variantě chůze. Následovalo 5 min měřené chůze v požadovaném sklonu a úsilí. V jeden den bylo prováděno pouze jedno měření. Varianta kombinace sklonu a úsilí byla vybrána vždy náhodně. Součástí této práce je srovnání metabolického a kardiovaskulárního zatížení pouze při běžné chůzi a severské chůzi prováděné středním úsilím ve všech sklonech. Data z ostatních měření budou využita v rámci dalších prací zabývajících se severskou chůzí.

Proband měl připevněn hrudní pás Polar T 31 pro měření tepové frekvence. Složení dechových plynů bylo analyzováno přístrojem ZAN Ergo USB 600 (Německo) prostřednictvím masky na obličeji chodce. Přístroj Actigraph (USA) byl využíván pro sledování krokové frekvence. Všechna data byla telemetricky přenášena do centrálního počítače. Bezprostředně po ukončení měření byla zaznamenána hodnota subjektivního úsilí chůze na škále „RPE“ dle Borga.

4.4.3 Test maximálního volního úsilí horními končetinami

Maximální volní úsilí horních končetin bylo měřeno pomocí tonometru zabudovaného v holích MPAF (System For Monitoring of the Pole Axial Force in Nordic Walking) vyvinutého na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého. Jedinec se postavil do klidného vzpřímeného stoje, horní končetiny lehce před tělem,

paže připaženy a flektovány v loktech. Hole se zabudovaným MPAF byly pevně uchyceny na zápěstí a směřovaly kolmo k podložce.

Proband byl instruován, aby se ve dvou pokusech v tomto postavení vyvinul maximální možný tlak do holí směrem k podložce. Všechna data byla simultánně telemetricky přenášena do hlavního počítače a zaznamenána.

4.5 Statistické zpracování dat

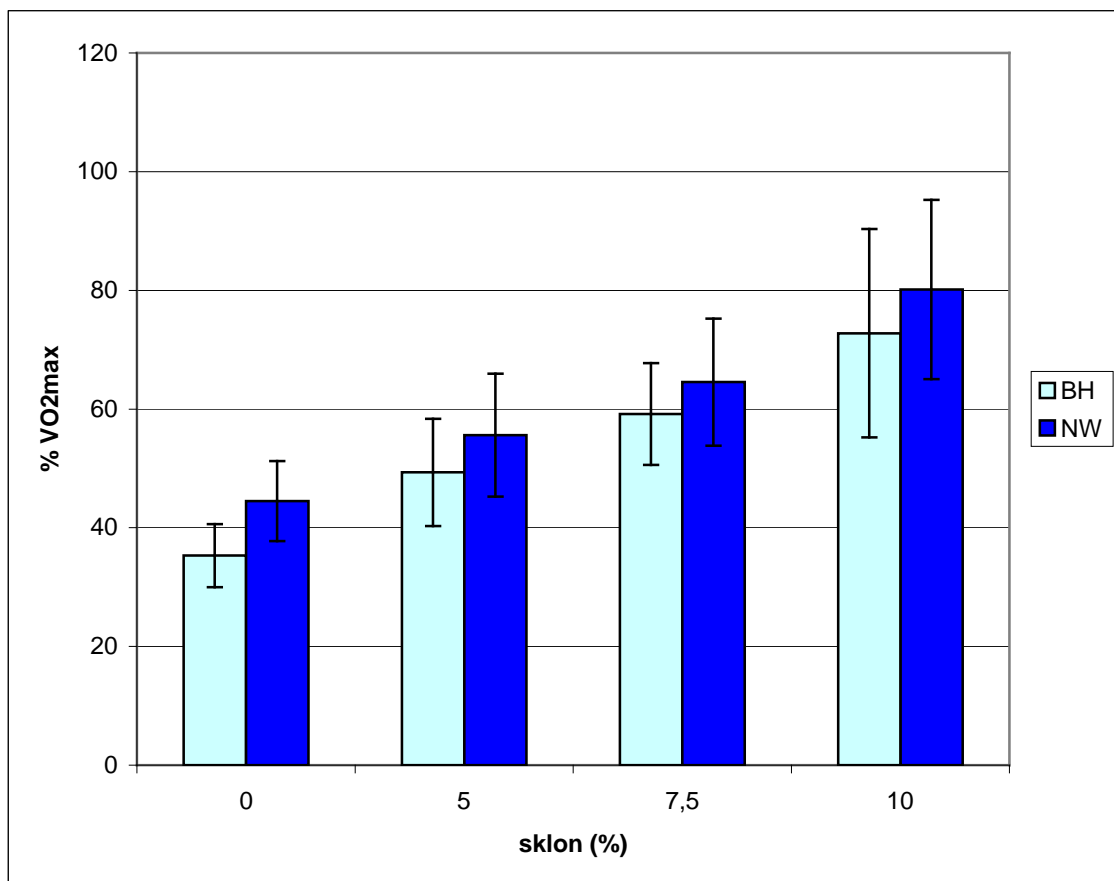
Získané hodnoty o spotřebě kyslíku a tepové frekvenci byly použity v relativním vyjádření jako % VO₂max a % TFmax. Pro jednotlivé proměnné byly vypočítány aritmetické průměry a směrodatné odchylky z druhé poloviny 10-ti minutového měření (6. – 10. minuta). Z výsledných hodnot jednotlivců byly zjištěny hodnoty aritmetického průměru celého zkoumaného souboru pro jednotlivé sklony při NW a při běžné chůzi bez holí. Výsledným výstupem byl průměr procenta VO₂max a procenta TFmax pro každou variantu sklonu při NW i při běžné chůzi. Zpracování dat bylo provedeno v programu MS Excel 2000. Ke statistickému zpracování dat byl použit program STATISTIKA 9.0.

Pro porovnání závislých proměnných byl použit program ANOVA pro opakovaná měření. Pro následnou post-hoc analýzu byl použit Fisherův LSD test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na úroveň 0,05.

5 VÝSLEDKY

5.1 Porovnání spotřeby kyslíku

Průměrná intenzita zatížení u všech probandů (vyjádřená procentem maximální spotřeby kyslíku, % VO_{2max}) ve všech měřených úsecích bez ohledu na sklon byla při běžné chůzi $54,14 \pm 17,49$ % VO_{2max} , při severské chůzi $61,20 \pm 17,00$ % VO_{2max} . Intenzita zatížení při nordické chůzi byla významně vyšší než při běžné chůzi a to o $7,06$ % VO_{2max} ($p = 0,00$) (Obrázek 15).



Obrázek 15. Spotřeba kyslíku (% VO_{2max}) při chůzi bez holí a nordické chůzi v jednotlivých sklonech (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %) (n=10)

Vysvětlivky: % VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, sklon – jednotlivé sklony pásu (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %), BH – běžná chůze bez holí, NW – severská chůze.

V tabulce 5 vidíme vliv jednotlivých sklonů a typů chůze a jejich vzájemné ovlivnění. Statisticky významný je vliv sklonu i typu chůze. Ve vzájemném ovlivnění jednotlivých parametrů není statisticky významný rozdíl.

Tabulka 5. Vzájemné ovlivnění sklonu a typu chůze ve vztahu k % VO₂max

| % VO ₂ max | F | p |
|-----------------------|--------|----------|
| sklon | 21,198 | 0,00 |
| typ chůze | 44,198 | 0,00 |
| typ chůze*sklon | 0,591 | 0,625184 |

Vysvětlivky: % VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, F – hodnota testovaného kritéria, p – hladina statistické významnosti ($p \leq 0,05$), sklon – vliv sklonu (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %), typ chůze – NW a BH, (ANOVA).

Tabulka 6 zobrazuje intenzitu zatížení (% VO₂max) ve všech testovaných sklonech při chůzi bez holí a při severské chůzi. Z výsledků vyplývá, že ke zvýšení spotřeby kyslíku při severské chůzi oproti chůzi bez holí dochází ve všech sklonech. Statisticky významné jsou pouze hodnoty při sklonu 0 % a 10 %.

Tabulka 6. % VO₂max u jednotlivých variant sklonů

| % VO ₂ max | | | | | | |
|-----------------------|-------|-------|-------|-------|--------|----------|
| Sklon | BH | | NW | | rozdíl | p |
| % | M | SD | M | SD | | |
| 0 | 35,31 | 5,31 | 44,49 | 6,75 | 9,18 | 0,003237 |
| 5 | 49,33 | 9,02 | 55,62 | 10,36 | 6,29 | 0,150392 |
| 7,5 | 59,16 | 8,59 | 64,54 | 10,72 | 5,38 | 0,437541 |
| 10 | 72,78 | 17,56 | 80,15 | 15,11 | 7,37 | 0,038265 |

Vysvětlivky: %VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, BH – běžná chůze bez holí, NW – severská chůze, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, rozdíl – srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku při NW a BH, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

Srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku všech testovaných osob v různých sklonech severské chůze zobrazuje tabulka 7. Ve všech případech došlo při vyšším sklonu ke zvýšení spotřeby kyslíku. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán u porovnání sklonu 0 % vs. 5 %, 0 % vs. 7,5 %, 0 % vs. 10 %, 5 % vs. 10 % a 7,5 % vs. 10 %. Hodnota rozdílu ve sklonu 5 % vs. 7,5 % se blížila hladině statistické významnosti.

Tabulka 7. Průměrné hodnoty spotřeby kyslíku v jednotlivých sklonech při severské chůzi

| % VO ₂ max | | | | | | | |
|-----------------------|-------|-------|------------|-------|-------|--------|----------|
| sklon | NW | | sklon | NW | | rozdíl | <i>p</i> |
| % | M | SD | % | M | SD | | |
| 0 | 44,49 | 6,75 | 5 | 55,62 | 10,36 | 11,13 | 0,03029 |
| 0 | 44,49 | 6,75 | 7,5 | 64,54 | 10,73 | 20,05 | 0,00022 |
| 0 | 44,49 | 6,75 | 10 | 80,15 | 15,11 | 35,66 | 0,00000 |
| 5 | 55,62 | 10,36 | 7,5 | 64,54 | 10,73 | 8,92 | 0,07958 |
| 5 | 55,62 | 10,36 | 10 | 80,15 | 15,11 | 24,53 | 0,00001 |
| 7,5 | 64,54 | 10,73 | 10 | 80,15 | 15,11 | 15,61 | 0,00304 |

Vysvětlivky: % VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, NW – severská chůze, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, rozdíl – srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku v jednotlivých sklonech při NW, *p* – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

Srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku všech testovaných osob v různých sklonech běžné chůze bez holí zobrazuje tabulka 8. Ve všech případech došlo při vyšším sklonu ke zvýšení spotřeby kyslíku. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán u porovnání všech sklonů kromě rozdílu sklonu 5 % vs. 7,5 %, která se pouze blížila statistické významnosti.

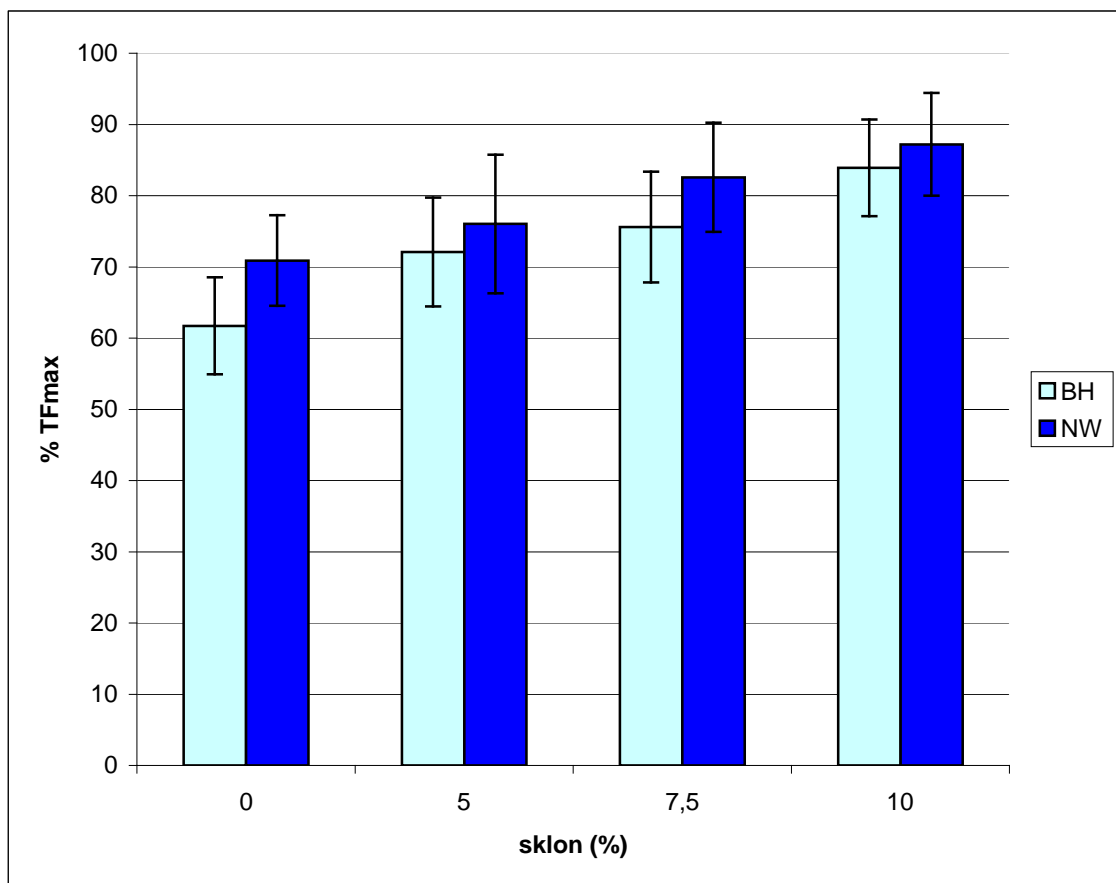
Tabulka 8. Průměrné hodnoty spotřeby kyslíku v jednotlivých sklonech při běžné chůzi bez holí

| % VO ₂ max | | | | | | | |
|-----------------------|---------|---------|------------|---------|---------|----------|----------|
| sklon | BH | | sklon | BH | | rozdíl | p |
| % | M | SD | % | M | SD | | |
| 0 | 35,3096 | 5,30878 | 5 | 49,3305 | 9,01752 | 14,02089 | 0,007193 |
| 0 | 35,3096 | 5,30878 | 7,5 | 59,1545 | 8,58655 | 23,84486 | 0,000019 |
| 0 | 35,3096 | 5,30878 | 10 | 72,7804 | 17,5562 | 37,47077 | 0,000000 |
| 5 | 49,3305 | 9,01752 | 7,5 | 59,1545 | 8,58655 | 9,82397 | 0,054441 |
| 5 | 49,3305 | 9,01752 | 10 | 72,7804 | 17,5562 | 23,44988 | 0,000025 |
| 7,5 | 59,1545 | 8,58655 | 10 | 72,7804 | 17,5562 | 13,62591 | 0,008847 |

Vysvětlivky: % VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, BH – běžná chůze bez holí, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, rozdíl – srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku v jednotlivých sklonech při BH, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

5.2 Porovnání tepové frekvence

Průměrná intenzita zatížení u všech probandů (vyjádřená procentem maximální tepové frekvence, % TFmax) ve všech měřených úsecích bez ohledu na sklon byla při běžné chůzi $73,33 \pm 10,66$ % TFmax, při nordické chůzi $79,17 \pm 9,82$ % TFmax. Intenzita zatížení při nordické chůzi byla výrazně vyšší než při běžné chůzi bez holí a to o 5,84 % TFmax ($p=0,00$) (Obrázek 16).



Obrázek 16. Procentuelně vyjádřená tepová frekvence (% TFmax) při chůzi bez holí a nordické chůzi v jednotlivých sklonech (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %) (n=10)

Vysvětlivky: % TFmax – procento maximální tepové frekvence, sklon – jednotlivé sklony pásu (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %), BH – chůze bez holí, NW - severská chůze.

V tabulce 9. vidíme vliv jednotlivých sklonů a typu chůze a jejich vzájemné ovlivnění. Statisticky významný je vliv sklonu i typu chůze. Ve vzájemném ovlivnění jednotlivých parametrů není statisticky významný rozdíl.

Tabulka 9. Vzájemné ovlivnění sklonu a typu chůze u subjektivně vnímaného úsilí RPE

| % TFmax | F | p |
|-----------------|--------|----------|
| sklon | 13,606 | 0,000004 |
| typ chůze | 40,359 | 0 |
| sklon*typ chůze | 2,222 | 0,102326 |

Vysvětlivky: % TFmax – procento maximální tepové frekvence, F – hodnota testovaného kritéria, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), sklon – vliv sklonu (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %), typ chůze – NW a BH, (ANOVA).

Tabulka 10 zobrazuje srovnání hodnot tepové frekvence ve všech testovaných sklonech při chůzi bez holí a při severské chůzi. Procento maximální tepové frekvence roste s rostoucím sklonem a dosahuje vyšších hodnot při severské chůzi oproti běžné chůzi bez holí. Statisticky významné jsou rozdíly u sklonu 0 %, 5 % a 7,5 %. Rozdíl obou typů chůze ve sklonu 10 % se pouze blíží hladině statistické významnosti.

Tabulka 10. % TFmax při severské chůzi a běžné chůzi v odpovídajících si sklonech

| % TFmax | | | | | | |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|----------|
| Sklon | BH | | NW | | rozdíl | p |
| | M | SD | M | SD | | |
| 0 | 61,7209 | 6,80948 | 70,8915 | 6,35322 | 9,17064 | 0,000016 |
| 5 | 72,0939 | 7,62472 | 76,0253 | 9,71921 | 3,93137 | 0,039475 |
| 7,5 | 75,595 | 7,75687 | 82,5811 | 7,66854 | 6,9861 | 0,000542 |
| 10 | 83,9123 | 6,78003 | 87,1999 | 7,22032 | 3,28763 | 0,082365 |

Vysvětlivky: % TFmax – procento maximální tepové frekvence, BH – běžná chůze bez holí, NW – severská chůze, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, rozdíl – srovnání průměrných hodnot tepové frekvence v jednotlivých sklonech při NW a BH, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

Z tabulky 11 vyplývá, že při srovnání tepové frekvence (vyjádřené v % TFmax) při severské chůzi dochází ke statisticky významným změnám pouze při srovnání sklonu 0 % vs. 7,5 %, 0 % vs. 10 %, a dále při srovnání sklonu 5 % vs. 10 %. Rozdíl hodnot naměřených při sklonu 5 % a 7,5 % se blíží statistické významnosti.

Tabulka 11. % TFmax při severské chůzi v různých sklonech mezi sebou

| % TFmax | | | | | | | |
|------------|---------|---------|------------|---------|---------|----------|----------|
| sklon | NW | | sklon | NW | | rozdíl | <i>p</i> |
| % | M | SD | % | M | SD | | |
| 0 | 70,8915 | 6,35322 | 5 | 76,0253 | 9,71921 | 5,13377 | 0,135096 |
| 0 | 70,8915 | 6,35322 | 7,5 | 82,5811 | 7,66854 | 11,68957 | 0,001139 |
| 0 | 70,8915 | 6,35322 | 10 | 87,1999 | 7,22032 | 16,30839 | 0,000014 |
| 5 | 76,0253 | 9,71921 | 7,5 | 82,5811 | 7,66854 | 6,5558 | 0,058148 |
| 5 | 76,0253 | 9,71921 | 10 | 87,1999 | 7,22032 | 11,17462 | 0,001782 |
| 7,5 | 82,5811 | 7,66854 | 10 | 87,1999 | 7,22032 | 4,61882 | 0,177858 |

Vysvětlivky: % TFmax – procento maximální tepové frekvence, NW – severská chůze, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, rozdíl – srovnání průměrných hodnot tepové frekvence v jednotlivých sklonech při NW, *p* – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

V tabulce 12 vidíme srovnání tepové frekvence (vyjádřené v % TFmax) při chůzi bez holí v různých sklonech. Statisticky významný rozdíl nacházíme ve všech sklonech kromě rozdílu sklonu 5 % vs. 7,5 %, kde se rozdíl ani neblíží statistické významnosti.

Tabulka 12. % TFmax při běžné chůzi bez holí v různých sklonech mezi sebou

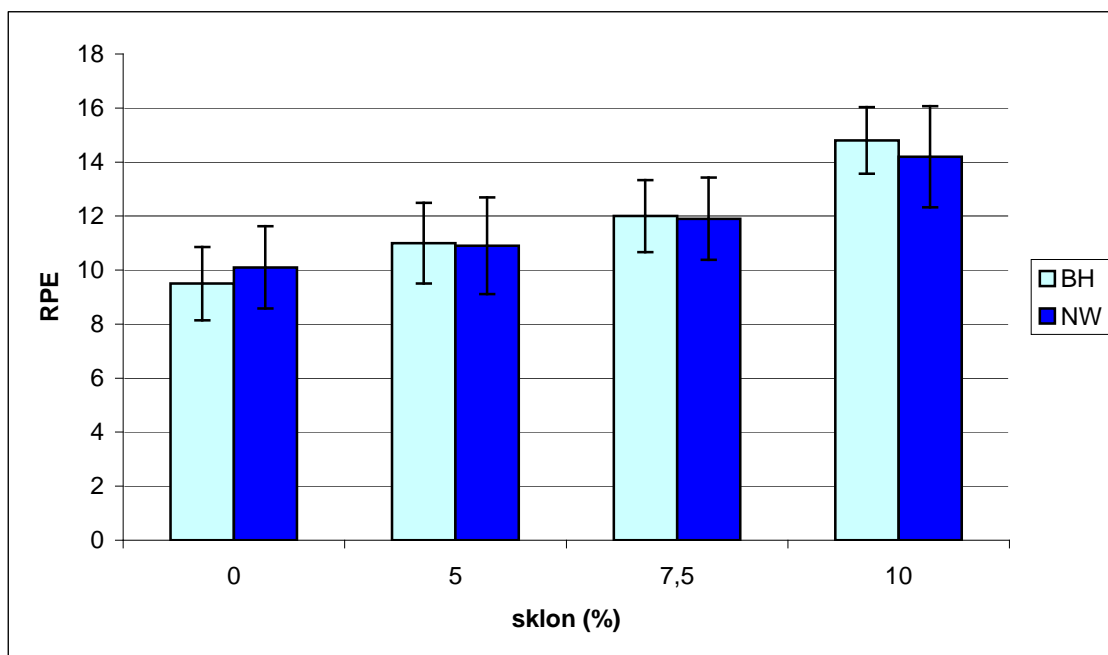
| % TFmax | | | | | | | |
|------------|---------|---------|------------|---------|---------|----------|----------|
| Sklon | BH | | sklon | BH | | rozdíl | p |
| % | M | SD | % | M | SD | | |
| 0 | 61,7209 | 6,80948 | 5 | 72,0939 | 7,62472 | 10,37304 | 0,003504 |
| 0 | 61,7209 | 6,80948 | 7,5 | 75,595 | 7,75687 | 13,87411 | 0,000154 |
| 0 | 61,7209 | 6,80948 | 10 | 83,9123 | 6,78003 | 22,1914 | 0,000000 |
| 5 | 72,0939 | 7,62472 | 7,5 | 75,595 | 7,75687 | 3,50107 | 0,305161 |
| 5 | 72,0939 | 7,62472 | 10 | 83,9123 | 6,78003 | 11,81836 | 0,001017 |
| 7,5 | 75,595 | 7,75687 | 10 | 83,9123 | 6,78003 | 8,31729 | 0,001227 |

Vysvětlivky: % TFmax – procento maximální tepové frekvence, BH – chůze bez holí, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, rozdíl – srovnání průměrných hodnot tepové frekvence v jednotlivých sklonech při BH, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

5.3 Porovnání subjektivně vnímaného úsilí (RPE)

Při chůzi s holemi bez ohledu na sklon došlo ke snížení subjektivně vnímaného úsilí průměrně o pouhých 0,05 bodů Borgovy škály oproti běžné chůzi bez holí, což není statisticky významný rozdíl. Průměrná hodnota vnímaného úsilí všech měřených úseků všech probandů bez ohledu na sklon činila při nordické chůzi $11,78 \pm 2,25$ bodů. Při běžné chůzi byla tato hodnota $11,83 \pm 2,35$ bodů.

S rostoucím sklonem rostla i míra subjektivně vnímaného úsilí RPE u obou typů chůze. Při chůzi po rovině (0 %) se chůze s holemi jevila subjektivně náročnější, zatímco ve všech ostatních sklonech byla severská chůze subjektivně méně náročná (viz Obrázek 17). Rozdíly hodnot severské chůze a běžné chůze nebyly statisticky významné.



Obrázek 17. Subjektivně vnímané úsilí (RPE) při chůzi bez holí a nordické chůzi v jednotlivých sklonech (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %) (n=10)

Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, BH – běžná chůze bez holí, NW – severská chůze, sklon – jednotlivé sklony pásu (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %).

Vliv sklonu a typu chůze a jejich vzájemné ovlivnění lze najít v tabulce 13. Najdeme zde statisticky významný vliv sklonu. Vliv typu chůze není statisticky významný stejně jako jejich vzájemné ovlivnění.

Tabulka 13. Vzájemné ovlivnění sklonu a typu chůze s ohledem na změnu RPE

| RPE | F | <i>p</i> |
|-----------------|--------|----------|
| sklon | 24,666 | 0,00 |
| typ chůze | 0,035 | 0,85 |
| sklon*typ chůze | 0,854 | 0,47 |

Vysvětlivky: F – hodnota testovaného kritéria, *p* – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), RPE – subjektivně vnímané úsilí, sklon – vliv sklonu (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %), typ chůze – NW a BH, (ANOVA).

V tabulce 14 vidíme nárůst subjektivně vnímaného úsilí při chůzi bez holí a při severské chůzi v různých sklonech. Mezi severskou chůzí a chůzí bez holí v rámci jednoho sklonu nebyl statisticky významný rozdíl.

Tabulka 14. Subjektivně vnímané úsilí při severské chůzi a chůzi bez holí v jednotlivých sklonech (0 %, 5 %, 7,5 %, 10 %)

| RPE | | | | | | |
|------------|------|----------|------|----------|--------|----------|
| sklon | BH | | NW | | rozdíl | <i>p</i> |
| % | M | SD | M | SD | | |
| 0 | 9,5 | 1,354006 | 10,1 | 1,523884 | 0,6 | 0,25 |
| 5 | 11 | 1,490712 | 10,9 | 1,791957 | 0,1 | 0,85 |
| 7,5 | 12 | 1,333333 | 11,9 | 1,523884 | 0,1 | 0,73 |
| 10 | 14,8 | 1,229273 | 14,2 | 1,873796 | 0,6 | 0,26 |

Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, BH – chůze bez holí, NW - severská chůze, *p* – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$), (LSD test).

5.4 Kazuistika

V rámci zpracování výzkumu jsme se zaměřili nejen na fyziologické aspekty chůze a NW, ale i na jejich kineziologický dopad na relativně zdravého jedince. Studie nebyla prováděna na celé skupině, ale byl vybrán jeden proband, subjektivně zdravý. Aspekčně byly zhodnoceny rozdíly v provedení běžné chůze a chůze NW v různých sklonech chodeckého pásu a nalezené odchylky porovnány s kineziologickým rozbohem.

Objekt pozorování:

Žena, 23 let

1. Anamnéza

NO: subjektivně se cítí zdravá

RA: otec v dětství široké balení

PA: studentka fyzioterapie

AA: nejuje

FA: nejuje

Sportovní anamnéza: na ZŠ a SŠ balet (10-16 let), plavání, judo,
nyní cyklistika, běh, plavání - vše rekreačně

Gynekologická anamnéza: menzes – silné bolesti zad v LS a bolest kostrče

OA: - 2x distorze levého kotníku (ve 12 a 16 letech, 3 týdny sádra)

- pády na kostrč – před 5 lety (3 týdny spontánní bolestivost kostrče)
- bolest MP kloubu palce pravé DK – začalo před 2 lety po plese, na vysokých podpatcích, zvětšuje se po zátěži, při odrazu a v krajních polohách FLX a EXT, pevná bota bolest zmírní
- bolest pod levou lopatkou a na mediální hraně vystřelující do axily – není spontánně, pouze při delším nošení těžkého batohu na ramenu, začátek před 3 lety
- při delším stoji bolesti Lp a LS přechodu, začalo před 5 lety (přechod ze SŠ na VŠ)
- psychomotorický vývoj – dle matky bez odchylek

2. Kineziologický rozbor

Aspekce stoj

- hlava v mírném předsunu
- levé rameno ve vnitřní rotaci a elevaci, zkrácený levý m. trapezius pars descendens, zkrácený m. triceps brachii levé HK (při elevaci levé HK zůstává flexe v lokti), lehká protrakce ramen (výraznější vlevo)
- lehký úklon trupu vpravo
- rotace trupu dozadu vpravo (vzhledem k pánvi – proband je schopen volní kontroly)
- pánev – pravá SIAS i SIPS níž (v sedu se nesrovná do roviny)
- při stoji hyperextenze levého kolene (pasivně větší hyperextenze pravého kolenního kloubu), levá DK celá ve vnitřní rotaci, pravá DK v zevní rotaci
- pokles podélné klenby na levé DK, pokles příčné klenby na pravé DK
- stoj na 1DK – vpravo stabilnější, lepší koordinace zevních rotátorů a abduktorů (pravděpodobně z důvodu predilekčního držení pravé DK v ZR ve stoji)

Konstituční hypermobilita (pravé koleno větší hyperextenze)

Kyčelní klouby – omezená ZR vpravo ve srovnání s levou DK

- celkově zvětšený rozsah pohybu v kyčlích (více vlevo)
- na břiše při VR kyčlí projekce bolestí do beder (více vpravo)

Hluboký stabilizační systém

extenční test – vpravo pozitivní insuficience, menší aktivita šikmých břišních svalů

- tlak do trupu směrem doleva udrží hůře

test flexe trupu – není viditelná aktivita šikmých břišních svalů

Páteř – přítomna hyperalgická zóna v bederní oblasti (L3-S2)

palpačně tuhé viscera vpravo v oblasti spodního břicha

Závěr z rozboru

Na základě kineziologického rozboru se zdá nejproblematičtější oblast levého ramenního pletence a chování okolních svalů při volné chůzi a při zapojení horních končetin do lokomoce, hyperextenze levého kolenního kloubu při došlapu na podložku, bolestivý pohyb MP kloubu pravého palce do krajních poloh flexe a extenze zejména ve

fázi odrazu, délka stojné fáze pravé DK, rotace a úklon trupu a rotace dolních končetin vůči pánvi.

Předpokládám zlepšení vzpřímeného držení těla a zmírnění předsunu hlavy při použití holí.

Předpokládám horší koordinaci pohybu v levém ramenním kloubu a odlišnou trajektorii levé paže při pohybu při chůzi bez holí i s holemi jako následek nedostatečné dynamické stabilizace levého ramenního pletence.

Konstituční hypermobilita spolu s oslabeným HSS zejména v oblasti šikmých břišních svalů mohou působit horší stabilitu pánve a trupu do rotací a koordinační schopnosti kontrarotace pánve a ramen při chůzi.

Očekávám omezenou rotaci pánve proti trupu vpravo vzad oproti druhé straně z důvodu rotace pánve vpravo vpřed oproti trupu ve stoji (zkrácený m. obliquus internus abdominis l. dexter a m. obliquus externus abdominis l. sinister). Současně očekávám lepší zapojení šikmých břišních svalů ve svalových řetězcích při použití holí. Předpokládám zmírnění lateroflexe trupu doprava při použití holí.

Předpokládám stálou zevní rotaci pravé DK ve stojné fázi při chůzi a její zmenšení při chůzi do svahu. Předpokládám zkrácení stojné fáze na pravé DK a přesun odrazu z palce na ostatní prstce nohy v důsledku bolestivého pravého palce oproti levé DK. Očekávám hyperextenzi levého kolenního kloubu při dopadu levé DK na podložku.

3. Aspekce chůze a chůze s holemi v různém sklonu

Aspekce a rozbor chůze byl prováděn následně na základě snímaných videozáznamů z každého měření. Byly porovnávány mezi sebou chůze bez holí a chůze NW a chůze NW v různých sklonech mezi sebou. Po prvních minutách chůze došlo k postupnému prodloužení délky krokového cyklu a ustálení pohybových stereotypů při chůzi. Sledovali jsme pouze ustálené provedení chůze v druhých 5ti minutách měření.

Sklon 0 % při chůzi bez holí

Při aspekci chůze bez holí po rovině byly pozorovatelné srovnatelné odchylky od normy jako při aspekci stoje. Hlava v mírném předsunu. Levé rameno zůstává při všech zkoumaných aktivitách permanentně v elevaci a ve vnitřní rotaci. Ramena rotují jen minimálně. Levá HK se dostává do větší extenze za tělo, loket pravé HK zůstává v mírné semiflexi. Střed rotace trupu proti pánvi se nachází ve středu bederní

páteře, přičemž větší exkurze se jeví při švihové fázi pravé DK vpřed. Pravá DK je pokládána na podložku v zevní rotaci, levá DK ve vnitřní rotaci. Pravá noha jde ve švihové fázi do inverzního postavení a následuje pohyb vpřed lehkým laterálním obloukem. Při odrazu z pravé DK dochází k hyperextenzi pravého kolenního kloubu trhavým pohybem do extenze.

Sklon 0 % - severská chůze vs. chůze bez holí

Levé rameno zůstává v elevaci. U obou HK dochází k většímu rozsahu pohybu do flexe a extenze v loketním a ramenním kloubu. Rotace ramen vůči pánvi jsou větší a současně plynulejší oproti chůzi bez holí ve stejném sklonu. Pravá HK nevede hůl symetricky oproti levé HK. Hůl pravé HK se zapichuje ve větší vzdálenosti od středu těžiště a tím pádem hůl po dobu svého kontaktu s podložkou nejde rovnoběžně s osou těla, ale pravidelně vybočuje. Levá HK jde podél těla rovnoběžně s osou těla. Střed rotace trupu proti pánvi je posunut kraniálně do Th-L přechodu. Úklon trupu latero-laterálně se jeví menší a přibližuje se vzpřímené ose těla. Prodlužuje se délka kroku. Pánev aktivně rotuje v rytmu krokového cyklu a i přes větší exkurze pohybu se jeví stabilnější v transverzální rovině. Při chůzi s holemi je pozorovatelné plynulejší pokládání plosek dolních končetin na chodecký pás.

Severská chůze - sklon 0 % vs. narůstající klon pásu (5 %, 7,5 %, 10 %)

Srovnáme-li chůzi s holemi v nulovém sklonu a při sklonu 5 %, 7,5 % a 10 %, markantní rozdíl najdeme zejména ve zrychlení frekvence kroků do svahu a zvětšení předklonu trupu. Hlava při větším sklonu vykazuje větší exkurze v sagitální rovině. To by mohlo být způsobeno nedostatečnou aktivitou či vytrvalostí hlubokých flexorů krku ve funkci stabilizátorů krční páteře. Vizuálně se jeví větší aktivita břišních svalů a stabilizátorů trupu, vzhledem k posturální a fyzické náročnosti chůze do svahu a to přímo úměrně narůstajícímu svahu. S rostoucím sklonem se zmenšuje úklon trupu latero-laterálně a díky tlaku do hole při odrazu z poutka se levé rameno dostává v krajní pozici za tělem až do posteriorní deprese. Zvětšuje se rotace obou ramen vůči pánvi. Střed rotace trupu proti pánvi je posunut opět kaudálně zpět do bederní páteře díky lepší stabilizaci trupu.

Při odrazu z hole se nachází levý ramenní pletenec v protrakci a mírné abdukci, pravá HK v posteriorní depresi. S narůstajícím sklonem přechází část pohybu v glenohumerálním kloubu do loketního kloubu. Při stoupajícím sklonu se zvětšuje

rotace ramen a zmenšuje se míra vnitřní rotace v levém ramenním kloubu. Pohyb levé paže vedle trupu při tlaku do hole se s rostoucím sklonem lehce normalizuje a neopisuje tak velké odchylky v trajektorii pohybu zápěstí.

Dochází ke kontaktu DK s podložkou ve větší extenzi kolenního kloubu. Aktivnější odraz z plosek dolních končetin. Pravá dolní končetina eliminuje odraz z palce a přesouvá jej na zbylé prstce blíže malíkové hraně. Zrychluje se odraz z pravé nohy.

6 DISKUZE

Provedení běžné chůze i severské chůze ve všech sklonech na chodeckém pásu v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého umožňovalo zajištění standardizovaných podmínek při všech měřeních. Dohled nad správností techniky severské chůze jsme zajišťovali společně s vedoucím testování, který současně neustále kontroloval funkčnost a nastavení jednotlivých měřících přístrojů. Vše bylo prováděno s touto dvojitou kontrolou za cílem eliminace co největšího množství možných nepřesností, které by mohly následně negativně ovlivnit statistickou významnost testování. Tato práce je součástí velké výzkumu fyziologických aspektů severské chůze realizovaného na této fakultě a analýza námi zjištěných a nevyužitých výsledků bude použita v rámci dalších prací. Samostatnou kapitolou je právě testování míry tlaku horních končetin do holí během severské chůze. Tato data byla námi naměřena a byla by velmi zajímavá pro naše pozorování z fyziologického i fyzioterapeutického pohledu. Z technických důvodů ale nemohla být zatím využita v této práci.

Uvědomujeme si určité limity výzkumu, které mohou jeho výsledky ovlivnit. Při velikosti testovaného souboru 10 osob, může i odchylka u jednoho z nich ovlivnit statistickou významnost testování. Z tohoto důvodu jsme po statistickém vyhodnocení jednotlivých ukazatelů následně pátrali po možných individuálních odlišnostech a příčinách odchylky u jednotlivce. Výsledky našeho výzkumu mohly být zkresleny i složením souboru, který nebyl homogenní, ale skládal se z 5 mužů a 5 žen. Jejich výsledky byly používány současně, jelikož jinak by byl zkoumaný soubor příliš malý na statistické zpracování. Vliv na výsledné parametry mohla mít míra disciplinovanosti každého z probandů a jejich zodpovědnost v plnění instrukcí před měřením (bez zátěže, bez akloholu apod.). Každý jedinec též vnímá střední úsilí tlaku do holí jinak, čímž mohou být ovlivněny hodnoty severské chůze. Rozdílné vnímání subjektivní zátěže mohlo ovlivnit i výsledky maximálního zátěžového testu. Testovaný soubor byl vytvořen na základě našeho náboru na půdě FTK UP a následné dobrovolné účasti. Není tedy zcela náhodný. Odchylky mohlo i přes neustálou kontrolu působit i technické zařízení (nedostatečný kontakt ploch hrudního pásu na měření tepové frekvence a jeho pohyb po hrudníku při měření, těsnost okrajů masky pro snímání složení vydechovaných plynů apod.). Testování probíhalo v laboratorních podmínkách a není ekvivalentní stejnému měření v terénu.

Hlavním cílem této práce bylo porovnat změnu intenzity zatížení při běžné chůzi a severské chůzi prostřednictvím procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO_2max) a procenta maximální tepové frekvence (% $TFmax$).

Výsledky zaměřené na metabolické zatížení (% VO_2max) ukázaly, že při severské chůzi došlo oproti běžné chůzi bez holí (bez ohledu na jednotlivé sklony) ke statisticky významnému nárůstu spotřeby kyslíku o 7,06 % VO_2max . Church, Earnest a Morss (2002) udávají nárůst spotřeby kyslíku při NW oproti běžné chůzi po rovině dokonce o 20,6 % VO_2max . Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, & Schena (2010) zkoumali severskou chůzi a běžnou chůzi u obézních žen středního věku. Zjistili, že po nácviu správné chůze se % VO_2max při severské chůzi zvýší o 3 % oproti chůzi bez holí a dosahuje nižších hodnot než před zaučením. Naši probandi byli předem proškoleni a proto srovnáváme hodnoty z jejich výzkumu až po zaučení. Při našem měření došlo k navýšení % VO_2max o 7,06 %. Větší nárůst energetické spotřeby si vysvětlujeme složením zkoumaného souboru. Zdraví mladí jedinci jsou schopni jít do většího zatížení, organismus se lépe přizpůsobuje zátěži a nejsou limitováni nadváhou. Navíc náš zkoumaný soubor byl složen nejen z mladých žen ale i mužů. Složení souboru též významně ovlivňuje výsledky měření. Ženy v našem souboru však dosahovaly mnohem vyšších hodnot % VO_2max s narůstajícím sklonem oproti mužům. Jedna z nich při NW při sklonu 10 % dokonce vykazovala spotřebu kyslíku větší než při zátěžovém testu. Podle našeho názoru to může být způsobeno tím, že některé ženy při zátěžovém testu nechtějí jít dobrovolně do úplného maxima jako muži. Současně ale vidíme souvislost nárůstu spotřeby kyslíku při relativně stejném subjektivním úsilí během severské chůze oproti chůzi bez holí.

Výsledky zaměřené na kardiovaskulární zatížení (% $TFmax$) ukázaly, že při severské chůzi došlo oproti běžné chůzi bez holí (bez ohledu na jednotlivé sklony) ke statisticky významnému nárůstu tepové frekvence o 5,84 % $TFmax$. Ke stejnému závěru zvýšení tepové frekvence při severské chůzi došli i Church, Earnest a Morss (2002), podle nichž došlo při NW po rovině k nárůstu tepové frekvence o 6,1 % $TFmax$ oproti chůzi bez holí (zkoumáno též na skupině mužů i žen, subjektivně zdravých).

První výzkumná otázka se týkala změny intenzity zatížení vyjádřené % VO_2max při běžné chůzi a při NW při změně sklonu chodeckého pásu. Z našich výsledků při srovnání % VO_2max při severské chůzi v jednotlivých sklonech vyplývá, že při

vyšším sklonu dojde ke zvýšení spotřeby kyslíku. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán u porovnání sklonu 0 % vs. 5 %, 0 % vs. 7,5 %, 0 % vs. 10 %, 5 % vs. 10 % a 7,5 % vs. 10 % (viz tabulka 7).

U sklonu 5 % vs. 7,5 % při severské chůzi se rozdíl hodnot pouze blížil hladině statistické významnosti. Ke stejným závěrům jsme došli i při srovnání statistické významnosti jednotlivých sklonů mezi sebou při chůzi bez holí (viz tabulka 8). Důvodem menší přesnosti mohlo být podle našeho názoru fakt, že zvýšení u sklonu 5 % vs. 7,5 % není tolik markantní jako zvýšení z roviny (0 %) na 5 % a též ze sklonu 7,5 % na 10 %. Sklon 10 % (při srovnání se sklonem 7,5 %) je již velmi výrazný a probandi zde v některých případech dosahovali svého maxima i když nárůst sklonu byl pouze o 2,5 % stejně jako u srovnání sklonu 5 % vs. 7,5 %, které nejsou tak výrazné.

Dalším možným důvodem může být fakt, že k odchylkám nárůstu zatížení s rostoucím sklonem došlo pouze u jednoho muže a to při prvních dvou měřeních (první měření bez holí a první měření s holemi). Vysvětlujeme si to tím, že při první chůzi bez holí a první chůzi s holemi se i přes předchozí instruktáž a zácvik více soustředil než při následujících 14 měřeních, která se již pro něho stala rutinou. Vzhledem k velikosti souboru by se výrazná odchylka u jednoho jedince mohla projevit při celkovém srovnání. Tato teorie by však musela být ověřena na větším zkoumaném souboru.

Při srovnání pouze sousedních sklonů při severské chůzi mezi sebou dojdeme ke zjištění, že největší rozdíl byl zjištěn mezi sklony 7,5 % vs. 10 %, kdy se spotřeba kyslíku zvýšila o 15,61 % a byla statisticky významná. Následovalo zvýšení u porovnání sklonu 0 % vs. 5 %, kde došlo k nárůstu o 11,13 % a hodnota byla statisticky významná. U sklonu 5 % vs. 7,5 % k nárůstu o 8,92 % a rozdíl se blížil statistické významnosti.

Tyto výsledky můžeme porovnat pouze s nalezenou studií prováděnou u skupiny obézních žen. Při chůzi do sklonu 0 % vs. 5 % došlo při NW k nárůstu spotřeby kyslíku o 21 % (Figard-Fabre, Fabre, Leonardí, & Schena, 2010). V našem výzkumu došlo k nárůstu spotřeby kyslíku u stejných sklonů o 11,13 %. Ke srovnání ostatních sklonů jsme nenašli ekvivalentní výzkumy.

Při běžné chůzi byly rozdíly mezi jednotlivými sklony statisticky stejně významné. Ke statisticky významným rozdílům došlo při srovnání všech sklonů, kromě sklonu 5 % vs. 7,5 %. I zde se ale hodnota rozdílu velmi blížila hladině statistické významnosti. S rostoucím sklonem rostla spotřeba kyslíku.

Při běžné chůzi dosahovala spotřeba kyslíku nižších hodnot než při severské chůzi. Můžeme si to vysvětlit jako důsledek zapojení horních končetin při severské chůzi. Zvětší se počet zapojených svalů, které mají v součtu větší nároky na spotřebu kyslíku. Podle Máčka a Máčkové (1997) závisí energetický výdej při chůzi na mnoha faktorech jako je hmotnost jedince včetně oblečení a neseného břemene (v našem případě tím břemenem mohou být hole), na rychlosti chůze, tvrdosti povrchu a sklonu terénu. Při stoupání do svahu (není uvedena míra stoupání) se může energetický výdej zvýšit až o 25 % oproti chůzi po rovině. Figard-Fabre, Fabre, Leonardi a Schena (2010) udávají při běžné chůzi ve sklonu 0 % vs. 5 % zvýšení spotřeby kyslíku o 23 %. Z těchto informací lze již předem předpokládat, že při nárůstu sklonu dojde ke zvýšení spotřeby kyslíku stejně jako při použití holí a současným větším počtem aktivních svalů. Současně nemůžeme opominout vliv terénu. Schiffer, Knicker, Dannohl a Struder (2009) popisují nárůst spotřeby kyslíku při chůzi po měkkém terénu (srovnání povrchů - beton, umělý povrch, tráva). Vliv na zvýšení spotřeby kyslíku má jednoznačně i trénovanost jedinců. U netrénovaných obézních žen se zvětšila spotřeba kyslíku více než u trénovaných atletů (Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, & Schena, 2010; Schiffer, Knicker, Dannohl, & Struder, 2009).

Druhou výzkumnou otázkou, kterou jsme si kladli byla změna kardiovaskulárního zatížení vyjádřená % TFmax při severské chůzi a běžné chůzi v rámci jednotlivých sklonů. Ve všech sklonech došlo k navýšení % TFmax při severské chůzi oproti chůzi bez holí. Ve sklonu 0 %, 5 % a 7,5 % byl rozdíl statisticky významný, ve sklonu 10 % se blížil hladině statistické významnosti (viz tabulka 10).

Při pohledu na vzájemné srovnání sklonů při severské chůzi zjišťujeme, že rozdíly mezi jednotlivými sklony nejsou tolik výrazné a statisticky významné jako u spotřeby kyslíku. Jedná se zejména o sousedící sklony (0 % vs. 5 %, 5 % vs. 7,5 % a 7,5 % vs. 10 %) (viz tabulka 11). Naopak při běžné chůzi je rozdíl statisticky významný ve srovnání všech sklonů mimo sklon 5 % vs. 7,5 % (viz tabulka 12).

Nemůžeme opominout možný vliv terénu na tepovou frekvenci. Schiffer, Knicker, Dannohl a Struder (2009) popisují minimální změny tepové frekvence při chůzi po různě tvrdém povrchu (srovnání povrchů - beton, umělý povrch, tráva). Vysvětlují si to však i tím, že testovaný soubor se skládal z trénovaných atletů, kteří jsou na submaximální zátěž velmi dobře adaptováni.

Při srovnání všech výsledků zjišťujeme, že došlo k nárůstu kardiovaskulárního zatížení s rostoucím sklonem při severské chůzi i při chůzi bez holí. Průměrné hodnoty naměřené při severské chůzi však byly průměrně vyšší než při běžné chůzi.

Třetí výzkumnou otázkou byl vliv severské chůze, běžné chůze a vliv sklonu na subjektivně vnímané úsilí. Subjektivně vnímané úsilí bylo hodnoceno pomocí Borgovy škály. Při celkovém porovnání obou typů chůze bez ohledu na sklon však nebyl rozdíl statisticky významný (došlo k poklesu RPE při severské chůzi pouze o 0,05 bodů). Důvod statistické nevýznamnosti rozdílu je zřejmý při pohledu na jednotlivé sklony. Při sklonu 5 %, 7,5 % a 10 % bylo subjektivně méně náročné stoupat do svahu s pomocí horních končetin s využitím holí. Při sklonu 0 % bylo naopak potřeba subjektivně větší úsilí při chůzi s holemi a běžná chůze se jevila snazší a přirozenější (viz obrázek 17). Rozdíl hodnot při severské chůzi a chůzi bez holí byl nejvýraznější ve sklonu 0 % a 10 % a byl v obou případech 0,6 bodu. U sklonu 0 % se snížil při chůzi bez holí, u sklonu 10 % se snížil při severské chůzi (tabulka 14).

Naše výsledky potvrzují další studie. Například Schiffer, Knicker, Dannohl a Struder (2009), kteří se zabývali vlivem tvrdosti povrchu, došli k závěru, že subjektivně vnímané úsilí (RPE) se při použití holí výrazně nezmění (zkoumáno u trénovaných atletů). Naproti tomu Figard-Fabre, Fabre, Leonardí a Schena (2010) zaznamenali při použití holí pro chůzi do svahu se sklonem 5 % snížení RPE o 7 ± 9 % (zkoumáno u obézních žen středního věku). Podle Church, Earnest a Morss (2002) došlo při chůzi s holemi ve stejném terénu v rovině k poklesu RPE o 7,8 %.

Srovnáme-li fakt, že se při použití holí nezvýší subjektivně vnímané úsilí RPE ale současně se ve všech sklonech zvýší spotřeba kyslíku (% VO_2max) a tepová frekvence (% $TFmax$) oproti běžné chůzi, dojdeme k velmi pozitivním závěrům. Pokud chceme trénovat kardiovaskulární systém, tak nám severská chůze nabízí možnost vyššího tréninkového zatížení při subjektivní stejné námaze. Podíváme-li se však na rozdíl mezi chůzí po rovině a chůzí do svahu, bude pro nás výhodnější využít holí při stoupání už do mírného svahu avšak s rostoucím sklonem roste RPE při NW méně než roste při BH a přitom při NW dosahujeme vyšších hodnot % VO_2max a % $TFmax$. Při chůzi po rovině efektu subjektivního odlehčení pomocí NW nedosáhneme. Severská chůze po rovině tedy podle našich měření není vzhledem ke své subjektivní náročnosti tolik efektivní jako severská chůze do svahu.

Poslední problematika, kterou jsme se v rámci výzkumu zabývali byl vliv sklonu a chůze s holemi na kineziologické aspekty chůze jednoho z probandů. Z důvodu přehlednosti jsme vybrali jednoho z měřených probandů a zpracovali je formou kazuistiky.

Zkoumaný objekt reagoval na chůzi s holemi v souladu s některými předpoklady získanými z předchozích studií. Při chůzi s holemi se přesunul střed rotačního pohybu pánve a ramen kraniálně, tedy směrem k Th-L přechodu. Th-L přechod bývá obecně často přetěžován při nadměrné rotaci pánve či v nevhodném zakřivení páteře (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002). Takto reaguje páteř při chůzi s holemi po rovině. Při našem pozorování při zvýšení sklonu chodeckého pásu bylo viditelné zpevnění muskulatury trupu. Vysvětlujeme si to zvětšením náročnosti pohybu při stoupání. Tím pádem se rotace pánve proti ramenům přesunuje kraniálně a zvětší se i frekvence kroků, ale současně dochází k lepšímu zapojení posturálních svalů a tedy k lepší kontrole pohybů páteře.

Při porovnání severské chůze a chůze bez holí došlo k prodloužení délky kroku. Stejný výsledek popisuje i Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006) ve své případové studii chůze a NW po rovině. Spolu s prodloužením délky kroku však dochází ke zvětšení extenze kolenního kloubu při došlapu. Figard-Fabre, Fabre, Leonardí a Schena (2010) toto zjištění popisují při zkoumání obézních jedinců. Právě u jedinců s nadváhou může mít zvětšení extenze kolene za následek poškozování kloubu. Problém většího zatížení kolenních kloubů při severské chůzi potvrdili i Hansen, Henriksen, Larsen a Alkjaer (2008).

Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006) pomocí povrchové EMG též zjistili, že při NW se více aktivují svaly na dorsální straně trupu (zejména m. latissimus dorsi dexter oproti m. obliquus abdominis externus homolaterálně). Při běžné chůzi je však nutné rovnoměrné rozložení aktivity svalů mezi dorsální a ventrální skupinu svalů. Podle mého názoru tedy NW může pomoci u pacientů s oslabenými ventrálními svaly (zejména břišní muskulaturou). Hole v tuto chvíli suplují aktivitu ventrální svaloviny. Otázkou však zůstává, jak se při NW aktivují hluboké svaly podílející se na stabilizaci trupu, jelikož empirickými výzkumy byla prokázána úleva od bolesti při chůzi s holemi. Jedním z možných vysvětlení je právě vznik punctum fixum na horních končetinách prostřednictvím holí a aktivní pohyb ve zkříženém lokomočním vzoru se zapojením šikmých svalových řetězců (Hartvigsen, Morso, Bendix & Manniche, 2010).

Podle Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006) se tedy přesouvá aktivita svalů z ventrálních svalových skupin na svaly dorsální. Objekt jejich pozorování šel do sklonu 10° z důvodu předpokládaných větších rozdílů mezi chůzí a NW ve svahu. Při chůzi do svahu bychom však předpokládali větší zapojení ventrálních svalových skupin, jejichž aktivitu v této situaci mohou hole částečně suplovat. Vliv různého sklonu na zapojení svalů zkoumané pomocí povrchového EMG jsem v žádné studii nenalezla. Informace z povrchového EMG však mohou být ovlivněny různými vnitřními i vnějšími vlivy a tak pro nás nemohou být striktním vodítkem.

Při chůzi s holemi se tedy zvětší aktivita měřených povrchových svalů na dorsální straně trupu, ale nevíme, jak reagují hluboké svaly, které mají na stabilizaci trupu zásadní vliv. Pomocí povrchové EMG se nám hluboké svaly ale změřit nepodaří a naše domněnky tak nemohou být vědecky potvrzeny.

O severské chůzi již bylo napsáno mnoho zahraniční i tuzemské literatury a i přes tento fakt se stále ještě najdou studie, které pod pojmem Nordic Walking chápou jakoukoliv chůzi s hůlkami, nejlépe s trekovými.

Využitím severské chůze v rehabilitaci po fraktuře obratle u jedinců s osteoporózou se zabývala profesorka Wendlová (2008). Z biomechanického pohledu je po fraktuře obratle nutné zmenšit vertikální tlak na obratel v důsledku gravitační síly působící na horní polovinu těla. Dle jejích výpočtů směřovaných na frakturu obratle Th 12, by se pacient měl pohybovat v mírném předklonu 15°. Doporučený úhel, který by měla hůl svírat s podložkou pak vypočítala na 12°. Neuvádí však, zda je toto zatížení vhodné pro pacienty po operačním řešení zlomeniny nebo pro konzervativní léčbu a ani v které fázi by se podle autorky se zatížením tímto způsobem mělo začít či skončit. V tomto provedení se však podle náskresů nejedná o severskou chůzi, jak je popisována v originálních pracích, ale o modifikaci chůze v předklonu s trekovými holemi. Autorka též uvádí instrukci k pohybu alternujícímu diagonálnímu, avšak konkrétně popisuje pohyb mimochodní – pravá horní končetina před tělem a levá dolní končetina propnutá vzad. Ve svém referenčním seznamu autorka neuvádí jedinou publikaci či článek, který by se zabýval severskou chůzí, jejími výhodami ani technikou. V rámci článku však tyto výhody popisuje. Je tedy podle mého názoru přinejmenším zavádějící zahrnovat takovýto výzkum pod pojem Nordic Walking a mystifikovat čtenáře.

7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem výzkumu bylo porovnat změnu intenzity zatížení při běžné chůzi a severské chůzi prostřednictvím procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO₂max) a procenta maximální tepové frekvence (% TFmax).

Metabolické zatížení (% VO₂max)

- Při severské chůzi došlo oproti běžné chůzi ke statisticky významnému nárůstu spotřeby kyslíku o 7,06 % VO₂max bez ohledu na jednotlivé sklony ($p=0,00$).
- Metabolické zatížení (% VO₂max) má s rostoucím sklonem vzrůstající tendenci u obou typů chůze.
- Největší rozdíl % VO₂max mezi NW a BH byl u sklonu 0 % ($p=0,003237$), nejmenší u sklonu 7,5 % ($p=0,437541$).

Kardiovaskulární zatížení (% TFmax)

- Při severské chůzi došlo oproti běžné chůzi ke statisticky významnému nárůstu tepové frekvence o 5,84 % TFmax ($p=0,00$).
- Kardiovaskulární zatížení (% TFmax) má s rostoucím sklonem vzrůstající tendenci u obou typů chůze.
- Největší rozdíl % TFmax mezi NW a BH byl u sklonu 0 % ($p=0,000016$), nejmenší u sklonu 10 % ($p=0,082365$).

Subjektivně vnímané úsilí (RPE)

- Subjektivně vnímané úsilí (RPE) rostlo s rostoucím sklonem
- Rozdíl RPE mezi NW a BH bez ohledu na sklon byl pouze o 0,05 bodů (nižší u NW), ale nebyl statisticky významný ($p=0,85$).
- Při NW ve sklonu 5 % ($p=0,85$), 7,5 % ($p=0,73$) a 10 % ($p=0,26$) bylo stoupání subjektivně méně náročné.
- Při sklonu 0 % ($p=0,25$) byla naopak subjektivně méně náročná chůze bez holí.

Zajímavý je vztah mezi intenzitou zatížení (vyjádřenou % VO₂max a % TFmax) a RPE dle Borga. Při severské chůzi dochází k nárůstu metabolického

a kardiovaskulárního zatížení organismu bez statisticky významného nárůstu subjektivně vnímaného úsilí.

Severská chůze prostřednictvím zapojení horních končetin do lokomoce zvyšuje energetický výdej oproti běžné chůzi bez holí a tím umožňuje trénink kardiovaskulárního aparátu. Díky své dostupnosti a univerzálnosti se jeví jako vhodná aerobní pohybová aktivita v rámci prevence výskytu tzv. civilizačních chorob i při různých potížích pohybového aparátu.

8 SOUHRN

Severská chůze začíná být v posledních letech nejen sportovní aktivitou, ale i součástí rehabilitačních programů pro různé cílové skupiny. Jedná se o přirozenou chůzi se zapojením horních končetin do lokomoce prostřednictvím speciálních holí a tím zapojení více svalových skupin. Z dlouhodobého pohledu je tato práce součástí většího výzkumu o této pohybové aktivitě a nepublikovaná data budou využita v rámci následných prací.

Hlavním cílem práce bylo porovnání změny intenzity zatížení při běžné chůzi (BH) a severské chůzi (NW) prostřednictvím procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO_2max) a procenta maximální tepové frekvence (% TFmax). Dílčí cíle se zabývaly vlivem sklonu chodeckého pásu na tyto parametry a na jejich korelaci se změnou subjektivně vnímaného úsilí RPE během jednotlivých sklonů.

Výzkumný soubor byl tvořen z 10 subjektivně zdravých dobrovolníků (5 mužů, 5 žen) průměrného věku $23,4 \pm 3,2$ let, BMI $22,71 \pm 1,35$ $kg \cdot m^{-2}$, maximální spotřeba kyslíku (VO_2max) $61,64 \pm 2,75$ $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ u mužů a $43,36 \pm 3,1$ $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ u žen. Oba typy chůze (NW, BH) byly prováděny při stejné individuální rychlosti ve sklonech 0 %, 5 %, 7,5 % a 10 %. Celkem se každý jednotlivec účastnil 8 měření (4x BH, 4x NW). Délka trvání každého měření byla 10 minut. Každý proband podstoupil běžecký zátěžový test do maxima a test maximálního volního úsilí horními končetinami. Všechna měření proběhla na běžeckém ergometru při standardizovaných podmínkách laboratoře Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Z výsledků vyplývá, že při severské chůzi došlo oproti běžné chůzi bez holí k nárůstu spotřeby kyslíku o 7,06 % VO_2max , a k nárůstu tepové frekvence o 5,84 % TFmax. Energetická spotřeba vyjádřená oběma ukazateli rostla s rostoucím sklonem. Změna subjektivně vnímaného úsilí (RPE) při severské chůzi oproti běžné chůzi nebyla statisticky významná. Při severské chůzi tedy dochází ke zvýšení energetické náročnosti, ale nezvyšuje se subjektivně vnímané úsilí.

Součástí studie je i aspekční zhodnocení vlivu severské chůze a vlivu rostoucího sklonu na jednoho z probandů. Každý proband absolvoval kineziologický rozbor. Zhodnocení aspekce NW z pohledu fyzioterapeuta je provedeno formou kazuistiky a závěry jsou součástí výsledků a diskuse této studie.

9 SUMMARY

Recently Nordic walking becomes not only a sport activity but also a part of rehabilitation programme for different target groups. It is a natural walking with arms involved for active locomotion through special poles and so more muscles are involved. This paper is in the long term a part of one big research about this activity and rest of unpublished data will be used in the following papers.

The main goal was to compare differences in intensity of load in normal walking (BH) and nordic walking (NW) through percentage of maximal oxygen consumption (% VO_2max) and percentage of maximal heart rate (% TFmax). The partial aims deal with influence of different inclination of pedestrian belt to these parameters and to its correlation with rating of perceived exertion (RPE) during single inclinations.

The experimental group consisted of 10 relatively healthy volunteers (5 men, 5 women) average age $23,4 \pm 3,2$ years, BMI $22,71 \pm 1,35 \text{ kg.m}^{-2}$, maximal oxygen consumption (VO_2max) $61,64 \pm 2,75 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ in men a $43,36 \pm 3,1 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ in women. Both types of walking (NW, BH) were performed in the same individual speed in inclinations of 0 %, 5 %, 7,5 % and 10 %. Each proband took part in 8 measurements overall (4x BH, 4x NW). Each test lasted 10 minutes. Every proband underwent a graded stress test to maximum and a maximal stress test of upper extremities. All tests were conducted on cross ergometer in standardized laboratory conditions at Faculty of Physical Culture Palacky University.

The results show that during NW is higher oxygen consumption by 7,06 % VO_2max and an increase in heart rate of 5,84 % TFmax than in BH. Energy consumption rose with rising inclination. The change of RPE in NW was not statistically significant compare with BH. In NW the energy consumption rises but not the RPE.

Part of the study is visual evaluation of the effect of NW and effect of rising inclination on one proband. Each proband underwent kinesiological examination. Visual evaluation of effect of NW from the perspective of physiotherapist is made in form of the case report and conclusions are part of results and discussion of the study.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie. Učebnice pro lékařské fakulty*, 6th ed. Praha: Galén.
- Anonymous (2010). *Pracovní průvodce instruktora Nordic Walking. Severská chůze*.
- Anonymous (2011). *Nordic Walking poles*. Retrieved 21.2.2011 from WWW:
http://www.nordicwalkingus.com/nwusastore/index.php?main_page=product_info&products_id=14
- Balady, G. J., Williams, M. A., Ades, A., Bittner, V., Comoss, P., Foody, J. M., Franklin, B., Sanderson, B., & Southard, D. (2007). Core components of cardiac rehabilitation/ secondary prevention programs: 2007 update. *Circulation, Journal of American Heart Association*. Retrieved 7.3.2011 from WWW:
<http://circ.ahajournals.org/cgi/reprint/CIRCULATIONAHA.106.180945v1>
- Borg, G. (1990). Psychological scaling with application in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 16(1), 55-8.
- ČANW (2011). *Centra Nordic Walking*. Retrieved 24.4.2011 from WWW:
<http://www.czech-nordicwalking.com>
- Deluzio, K. (2011). *Gait analysis*. Queen's University, Faculty of Applied Sciences. Retrieved 22.1.2011 from:
<http://me.queensu.ca/people/deluzio/GaitAnalysis.php>
- Downer, D. (2006). *Nordic Walking : step by step*. Nordic Walking Publications.
- Dvořák a kol. (1996). *Česká škola lyžování. Běh na lyžích*. Praha: Svaz lyžařů České republiky.
- Dýdřová, J., Lepková, H. a kol. (2008). *Kardiofitness, vytrvalostní aktivity v každém věku*. Praha: Grada.
- Ďadová, K., Pelíšková, P., & Novotná, E. (2005). Preskripce tělesné zátěže s využitím Borgovy RPE škály pro vnímané úsilí. *Medicina Sportiva Bohemica Slovatica*, 14, 2-9.
- Eijkeren, F. J. M., Reijmers, R. S. J., Kleinveld, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P., & Bloem, B. R. (2008). Nordic Walking improves mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 23 (15), 2239-2243.

- Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonardi, A., & Schena, F. (2010). Physiological and perceptual responses to Nordic Walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. *European Journal of Applied Physiology*, *108* (6), 1141-1151.
- Gram, B., Christensen, R., Christiansen, Ch., & Gram, J. (2010). Effects of Nordic Walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: A randomized controlled trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *20* (5), 355-361.
- Greenhalgh, H. A, George, J. D., & Hager, R. L. (2001). Cross-validation of a quarter-mile walk test using two VO₂max regression models. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, *5*(3), 139-151.
- Hamar, D., & Lipková, J. (2001). *Fyziológia telesných cvičení*. Bratislava: Univerzita Komenského v Bratislavě.
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *18*, 436-441.
- Hartvigsen, J., Morso, L., Bendix, T., & Manniche, C. (2010). Supervised and non-supervised Nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. *Musculoskeletal Disorders*, *11* (30), 1-9.
- Church, T. S., Earnest, C. P., & Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *73* (3), 296-300.
- Jurimae, T., Meema, K., Karelson, K., Purge, P., & Jurimae, J. (2009). Intensity of Nordic Walking in young females with different peak O₂ consumption. *Scandinavian Society of Clinical Physiology and Nuclear Medicine*, *29* (5), 330-334.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis. Theory and practice*. London: Elsevier.
- Kocur, P., Deskur-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. *Clinical Rehabilitation*, *23*, 995-1004.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: TRITON.
- Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka. II. Přirozený pohyb člověka. *Tělesná výchova a sport mládeže*, *4*, 2-8.

- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2006). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 101-106.
- Kukkonen-Harjula, K., Hiilloskorpi, H., Manttari, A., Pasanen, M., Parkkari, J., Suni, J., & Fogelholm, M. (2007). Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17, 316-323.
- Máček, M., & Máčková, J. (1997). *Fyziologie tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Mira, M. (2010). *Severská chůze*. Retrieved 15.2.2011 from www.severskachuze.cz
- Mommertová-Jauchová, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Nakladatelství Plot.
- Moontrail (2011). *Nordic Walking poles*. Retrieved 20.2.2011 from: <http://www.moontrail.com/leki-instructor-poles.php>
- Nordicfit academy (2011). *Nordic blading*. Retrieved 23.2.2011 from <http://www.nordicfit.at/nordic-blading-kurs/>
- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J. D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *European Society for Vascular Surgery*, 36, 689-694.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated.
- Piech, K., & Raczynska, B. (2010). Nordic Walking – a versatile physical activity. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 17, 69-78.
- Pustovrh, J. (2010). Osnove tehnike in metodike nordijske hoje in teka. *Sport: Revija Za Teoreticna in Prakticna Vprasanja Sporta*, 58 (3/4), 156-160.
- Rokyta, R. a kol. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*, 2nd. Praha: ISV nakladatelství.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*, 3rd. USA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Rozanska-Kirschke, A., Kocur, P., Wilk, M., & Dylewicz, P. (2006). The Fullerton fitness test as an index of fitness in elderly. *Medical Rehabilitation, 10* (2), 9-16.
- Sedliak, M., & Pavelka, B. (2003). Nordic walking – kondičná chodza. *Telesná výchova a Šport, 13* (2), 12-15.
- Schiffer, T., Knicker, A., Dannohl, R., & Struder, H. K. (2009). Energy cost and pole forces during Nordic Walking under different surface conditions. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 41*(3), 663-668.
- Soumar, L., & Bolek, E. (2003). *Běh na lyžích*. Praha: Grada.
- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cyprianová, H. (2008). *100 + 1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické*. Praha: Grada.
- Stejskal, P. (2004). *Proč a jak se zdravě hýbat*. Břeclav: Presstempus.
- Stejskal, P., & Vystrčil, M. (2005). Severská chůze a její využití v tělovýchovném lékařství. *Medicina Sportiva Bohemica Slovatica, 14*(4), 158-165.
- Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., & Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during Nordic Walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics, 24*, 351-359.
- Suomen Latu (2011). *History of Nordic Walking*. Retrieved 6.1.2011 from: http://www.suomenlatu.fi/suomen_latu/en/nordic_walking/
- Svensson, M. (2007). Basic Nordic walking for older adults. *Functional Exercise and Activity for Healthy Aging, 5* (1), 1-6.
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada
- Škorpil, M. (2011). *Snow Nordic running*. Retrieved 25.2.2011 from: <http://www.bezeckaskola.cz/clanek-768-snow-nordic-running-dva-behy-v-jednom.html>
- Tvrzlík, A., & Soumar, L. (1999). *Běhání od joggingu po maraton*. Praha: Grada.
- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia, 2*, 78-83.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait*, 2nd ed. Cape Town: Kiboho Publishers.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka. III. Chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže, 5*, 2-8.

- Wendlová, J. (2008). Nordic walking – is it suitable for patients with fractured vertebra?
Bratislavské Lekárske Listy, 109 (4), 171-176.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed.
Hoboken: John Wiley and Sons.

11 PŘÍLOHY

Příloha č.1 Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP


Složení komise: prof. PhDr. Bohuslav Hodaň, CSc. – předseda
prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.
Mgr. Erik Sigmund, PhD.
MUDr. Milan Petr
Mgr. Svatava Panská

Projekt RNDr. Aleše Jakubce, PhD. „Fyziologické a biomechanické aspekty severské chůze a jejich využití v praxi“ byl schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 30/2009 dne: 15. října 2009.

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
katedra kinantropologie a společenských věd
771 11 Olomouc, tř. Míru 115
razítko fakulty


podpis předsedy EK

Příloha č. 2 Prohlášení

Jméno a příjmení:

Prohlášení

Potvrzuji, že jsem byl(a) seznámen(a) s obsahem a s podmínkami zařazení do výzkumného projektu: „**Fyziologické a biomechanické aspekty severské chůze a jejich využití v praxi**“.

Má účast na projektu je dobrovolná a jedinou odměnou mi budou informace z jednotlivých vyšetření. Souhlasím s anonymním užitím zjištěných výsledků k vědeckým účelům. Podle svého subjektivního názoru jsem zdravý(á) a nebylo u mne diagnostikované žádné onemocnění, pro které bych nemohl(a) podstoupit zátěžová vyšetření.

V Olomouci dne:

Podpis:

Příloha č.3 Dotazník zdravotního stavu

1) Úrazy na DKK

Ano Ne

a) Typ úrazu

Zlomenina Distorze Luxace

b) Lokalizace úrazu

Kyčel Stehno Koleno Běrec Kotník Noha

2) Operace na DKK -jaké.....

3) Funkční problémy DKK (bolestivé stavy)

a) Bolesti akutní (do 1 měsíce) chronické (více jak 3 měsíce)

b) Lokalizace

4)Úrazy na HKK

Ano Ne

a)Typ úrazu

Zlomenina Distorze Luxace

b)Lokalizace úrazu

Rameno Paže Loket Předloktí Zápěstí Ruka

5)Operace na HKK – jaké.....

6) Funkční problémy HKK (bolestivé stavy)

a) Bolesti akutní (do 1 měsíce) chronické (více jak 3 měsíce)

b) Lokalizace

7) Úrazy trupu

Ano Ne

a) Lokalizace.....

8) Operace trupu

Ano Ne

a)Lokalizace.....

Kde jsou jizvy po operacích.....

9) Funkční problémy v oblasti trupu (bolestivé stavy)

a) Bolesti akutní (do 1 měsíce) chronické (více jak 3 měsíce)

b) Lokalizace

