

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**VLIV ÚSILÍ VYVÍJENÉHO HORNÍMI KONČETINAMI NA
METABOLICKÉ A KARDIOVASKULÁRNÍ ZATÍŽENÍ PŘI
NORDIC WALKING**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jarmila Endrlová, fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, PhD.

Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Bc. Jarmila Endrlová

Název diplomové práce: Vliv úsilí vyvíjeného horními končetinami na metabolické a kardiovaskulární zatížení při Nordic walking

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: PhDr. David Smékal, PhD.

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo porovnat intenzity zatížení při běžné chůzi a NW s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí HKK za použití ukazatelů % VO₂max, % TFmax a hodnot subjektivně vnímané intenzity zatížení (Borgova škála). Výzkumný soubor tvořilo 10 zdravých probandů, 5 mužů (BMI 22,70 ± 0,80, VO₂max 62,68 ± 1,49) a 5 žen (BMI 22,71 ± 1,62, VO₂max 44,1 ± 2,62) ve věkovém rozmezí 20-30 let. Testy proběhly na běžeckém ergometru za standardních laboratorních podmínek. Každému probandovi byla individuálně zvolena optimální rychlost (od 6,8 do 7,6 km·h⁻¹). Každé měření proběhlo v časovém úseku 10 min. S výjimkou NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK, které následovalo bezprostředně po 10 min NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK v časové délce odvislé na fyzické kondici testovaného jedince (1,5 min – 3 min). Každý proband se zúčastnil 12 měření: 8x chůze s holemi a 4x chůze bez holí. Pro vyhodnocení výsledků byly vybrány 2 sklony chodícího pásu a to 0 % a 10 %. Výsledky ukázaly, že při NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,3 % (tepové frekvence o 2,3 %) oproti chůzi bez holí. Naopak se hodnota spotřeby kyslíku statisticky významně zvýšila při NW s vyvíjením středního úsilí HKK o 8,1 % (tepová frekvence o 5,9 %) a při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK o 9 % (tepová frekvence o 10 %) oproti chůzi bez holí. Subjektivně vnímané úsilí se statisticky významně změnilo pouze při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK. Z uvedených výsledků vyplývá, že lze NW doporučit jako vhodnou pohybovou léčbu interních pacientů, kteří chtějí pozitivně ovlivnit svůj kardiovaskulární a metabolický systém. Součástí práce bylo také aspekční zhodnocení chůze bez holí a NW jednoho probanda, vybraného na základě nálezu kineziologického vyšetření, které bylo zpracované ve formě kazuistiky.

Klíčová slova: severská chůze, úsilí HKK, spotřeba kyslíku, tepová frekvence, subjektivně vnímané úsilí, rehabilitace, aspekční hodnocení NW

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: Bc. Jarmila Endrlová

Title of the master thesis: Influence of effort generated by upper limbs on metabolic and cardiovascular loading at nordic walking

Department: Physiotherapy Department, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc

Supervisor: PhDr. David Smékal, PhD

The year of presentation: 2012

Abstract:

The aim of this thesis is to compare intensity of common loading during ordinary walking and NW with generating low, medium and high upper limbs effort at use of indicators % VO₂max, % HRR and values subjectively perceived loading intensity (Borg's rating). The experimental set consisted of 10 healthy probands, 5 men (BMI 22.70 +- 0.80, VO₂max 62.68 +- 1.49) and 5 women (BMI 22.71 +- 1.62, HRR 44.1 +- 2.62), age range of 20-30 years. The tests took place on runner's ergometer at standard laboratory conditions. Optimum speed was selected to each proband (6.8 - 7.6 kms per hour). Each measurement took place at time interval of 10 minutes, with exception nordic walking with generating maximum effort, which followed immediately after 10 minutes nordic walking with generating low upper limbs effort in time length dependent on proband's condition (1.5 - 3 min.). Each proband underwent 12 measurements: 8 times walk with the poles and 4 times without the poles. To evaluate the results two slopes of runner's band were selected, namely 0 % and 10%. The results proved that at nordic walking low effort upper limbs statistically insignificant increase in oxygen consumption of 3.3 % was recorded (pulse rate of 5.9 %) compared to walking without the poles. On the contrary the value of oxygen consumption statistically significantly increased at nordic walking with generating medium upper limbs effort of 8.1 % (pulse rate of 5.9 %) at nordic walking with generating maximum upper limbs effort of 9 % (pulse rate of 10 %) compared to walking without poles. Subjectively perceived effort statistically significantly changed only at nordic walking with generating maximum upper limbs effort. It arises from the results that it is possible to recommend nordic walking as a suitable motoric treatment of internal patients, who want to influence their cardiovascular and metabolic systems. Aspect evaluation of walking without the poles and nordic walking of one proband, selected on the basis of kinesiology examination medical finding, which was processed in the form of a case report, is a part of this work.

Key words: nordic walking, upper limbs effort, oxygen consumption, pulse frequency, subjectively perceived effort, rehabilitation, aspectual evaluation of nordic walking.

This study was worked out in support of Ministry of Education, Youth and Sports in the frame of research purpose Ministry of Education, Youth and Sports 6198959221 "Kinetic activity and inactivity of the Czech Republic inhabitants in context of behavioral 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, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, PhD., za odborné vedení diplomové práce, podnětné připomínky a rady, které mi během diplomové práce ochotně poskytl. Dále děkuji RNDr. Aleši Jakubcovi, PhD., za vedení výzkumné části diplomové práce a RNDr. Milanu Elfmarkovi za odbornou pomoc při statistickém zpracování dat.

OBSAH:

1 ÚVOD	12
2 SYNTÉZA POZNATKŮ	14
2.1 Představení Nordic walking	14
2.2 Správná technika a vybavení pro Nordic walking	17
2.2.1 Postavení hlavy a trupu	17
2.2.2 Pohyb horních končetin.....	18
2.2.3 Pohyb dolních končetin a krokový cyklus	19
2.2.4 Význam správné techniky Nordic walking	20
2.2.5 Nejčastější chyby při Nordic walking	21
2.2.6 Nordic walking hole	22
2.3 Zdravotně-fyziologické faktory Nordic walking.....	25
2.3.1 Kardiovaskulární systém – reaktivní změny	25
2.3.2 Kardiovaskulární systém – adaptační změny	28
2.3.3 Dýchací systém – reaktivní změny.....	28
2.3.4 Dýchací systém – adaptační změny.....	31
2.3.5 Nordic walking - vytrvalostní pohybová aktivita.....	32
2.3.6 Energetické zdroje při vytrvalostní zátěži	33
2.4 Zdravotně-fyziologické faktory Nordic walking – zahraniční studie	34
2.5 Nordic walking v rehabilitační praxi.....	42
2.5.1 Využití NW v léčbě kardiovaskulárních a metabolických onemocnění	42
2.5.2 Využití NW v léčbě ortopedických onemocnění	44
2.5.3 Využití NW v léčbě neurologických onemocnění	45
2.6 Nordic walking zapojuje do lokomoce pletenec ramenní	47
2.6.1 Ramenní pletenec - fylogeneze	48
2.6.2 Nordic walking - pohled vývojové kineziologie	49
2.6.3 Reflexní lokomoce – reflexní plazení	50
2.6.4 Zapojení svalů při Nordic walking.....	54
3 KAZUISTIKA – ROZBOR VIDEA NORDIC WALKING.....	55
3.1 Kineziologický rozbor.....	55
3.2 Vyhodnocení videozáznamů	58
4 HYPOTÉZY A CÍLE	62

5 METODIKA.....	63
5.1 Charakteristika testovaného souboru	63
5.2 Metodika sběru dat	65
5.2.1 Stupňovaný test do maxima	65
5.2.2 Vyšetření probandů – kineziologický rozbor	66
5.3 Průběh měření	67
5.3.1 Návik techniky Nordic walking.....	67
5.3.2 Charakteristika testování Nordic Walking	68
5.3.3 Charakteristika testování chůze bez holí.....	69
5.3.4 Měření statické síly vyvíjené horními končetinami	69
5.3.5 Subjektivní hodnocení zátěže na škále dle Borga	70
5.3.6 Audiovizuální záznam z digitálních kamer	70
5.3.7 Statistické zpracování dat.....	71
6 VÝSLEDKY	72
6.1 Porovnání spotřeby kyslíku	72
6.2 Porovnání procenta z maximální tepové frekvence	76
6.3 Porovnání subjektivně vnímaného úsilí (Borgova škála).....	80
7 DISKUSE.....	82
8 ZÁVĚR.....	90
9 SOUHRN	93
10 SUMMARY	95
11 REFERENČNÍ SEZNAM.....	97
12 SEZNAM PŘÍLOH	103

SEZNAM ZKRATEK

ABD	Abdukce
ADD	Addukce
BH	Chůze bez holí
BMI	Body Mass Index
Borg	Hodnoty subjektivně vnímaného úsilí (Borgova škála)
C páteř	Krční páteř
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
EC	Energetický výdej
EXT	Extenze
FL	Flexe
HK	Horní končetina
HKK	Horní končetiny
HSS	Hluboký stabilizační systém
KOK	Kolenní kloub
KYK	Kyčelní kloub
L páteř	Bederní páteř
LOK	Loketní kloub
NW	Nordic walking (Severská chůze)
NW-M	Nordic walking maximální úsilí HKK
NW-N	Nordic walking nízké úsilí HKK
NW-S	Nordic walking střední úsilí HKK
INWA	International Nordic Walking Association
HKK	Horní končetiny
p	Hladina statisticky významného rozdílu
RAM	Ramenní kloub
RP	Reflexní plazení
SD	Směrodatná odchylka
SF	Srdeční frekvence
SFmax	Maximální srdeční frekvence
TF	Tepová frekvence
Th páteř	Hrudní páteř

Th-L přechod	Přechod mezi hrudní a bederní páteří
VO ₂ max	Maximální spotřeba kyslíku
VR	Vnitřní rotace
M	Aritmetický průměr
ZR	Zevní rotace
% TFmax	Procento maximální tepové frekvence
% VO ₂ max	Procento maximální spotřeby kyslíku

1 ÚVOD

V dnešní době nás nejvíc ohrožují civilizační onemocnění, odborníky nazývaná metabolický kardiovaskulární syndrom. Jeho součástí jsou nám velmi dobře známé prodromy (počáteční příznaky nemoci): zvýšený krevní tlak (později hypertenzní nemoc), centrální obezita, redukováná glukózová tolerance (později diabetes mellitus II. typu), dyslipoproteinemie, vysoká hladina cholesterolu v krvi a porucha srážlivosti krve. Za většinu chorob může náš špatný životní styl. Pro uspěchané 21. století je charakteristická zvýšená aktivita sympatiku, kterou vyvolávají nadměrný stres a hypokinéza. K tomu je třeba připočítat špatné stravovací návyky a nadměrnou konzumaci tučných jídel a sladkých nápojů. To vše vede ke vzniku mnoha obtíží, jako jsou např. onemocnění kardiovaskulárního systému (ischemická choroba srdeční vyústěná až do infarktu myokardu, ischemická choroba cév dolních končetin, centrální mozkové příhody), psychická onemocnění (deprese), onemocnění pohybového ústrojí (osteoporóza), rakovinná onemocnění, atd.

Zdravé tělo potřebuje dostatek přiměřené zátěže pro své správné fungování. Tělo má vždy tendenci přizpůsobit se tomu, jak ho používáme. Jinak bude vypadat a cítit se člověk po dlouhotrvajícím a pravidelném denním tréninku a jinak se bude cítit člověk, který celý den sedí v práci, u počítače, u televize.

Aktivní pohyb se u všech věkových kategorií výrazně omezil. Chůze přesto zůstává nejčastěji prováděnou pohybovou aktivitou člověka. Je pro nás přirozená, nenáročná a nepostradatelná v každodenním životě. Základem Nordic walking je právě chůze, chůze se speciálními holemi. Díky holím se do pohybu aktivně přidávají i horní končetiny a pohybová aktivita se stává efektivnější.

Největší potenciál Nordic Walking je v jednoduchosti, mnohostrannosti a vysoké efektivnosti. Nejde jen o pouhou chůzi s holemi. NW je komplexní kondiční cvičení, jehož nezbytnou součástí je úvodní rozcvičení a prohřátí organismu, následované aktivní částí NW, která je proložena posilovacími cviky zaměřenými na oslabené svalové skupiny, na závěr by neměl chybět komplexní strečink. Všechny části probíhají za aktivního využití holí.

Proto je vhodné, aby se NW stal součástí primární prevence civilizačních chorob u zdravé populace a aby se zařadil do sekundární prevence u pacientů indikovaných k pohybové léčbě. Cílenou skupinou mohou být i aktivní sportovci, kterým NW pomáhá v boji proti jednostrannému přetížení a zvyšuje jejich trénovanost. NW je vhodná pohybová aktivita pro všechny věkové a výkonnostní skupiny naší populace.

Aby tato aktivita měla pozitivní efekt pro náš organismus, je zapotřebí, abychom se naučili poměrně jednoduchou techniku práce s holemi. Také je důležité dodržovat základní pravidlo „být FIT“: frekvence (frequency) pohybové aktivity alespoň 3x týdně, intenzita (intensity) zatížení v optimálním pásmu (alespoň 60 % VO₂max) a čas (time) trvání pohybové aktivity alespoň 30 min.

Intenzita zatížení při NW se koriguje pomocí zvolené rychlosti (frekvence) pohybu. Rychlost NW se dá stupňovat do mírného joggingu až rychlého běhu s holemi. V rámci primární i sekundární prevence se setkáváme s klienty s různým zdravotním omezením. Proto je vhodné uvažovat i o dalších parametrech NW, kterými bychom docílili optimalizace zatížení organismu, aniž by se rychlost pohybu změnila.

Jsem instruktorkou NW a ráda bych vedla vlastní klub NW a pořádala výcvikové kurzy a pravidelné kondiční hodiny. V mém rodném městě, Havlíčkově Brodě, je městský park umístěn v lokalitě tří rybníků a k jeho jedné straně přiléhají tři prudké dlouhé svahy. Je zde natolik kopcovitý terén, že není problém vymyslet trasy tak, aby byly ušity na míru jednotlivému klientovi a jeho hranici optimálního zatížení.

Naopak v olomouckém městském parku Smetanovy sady je povrch rovinný. Nabízí se odpověď, že by se intenzita zatížení mohla korigovat změnou délky kroku. Délka kroku by měla být oproti běžné chůzi prodloužená, ale nemělo by docházet k nadměrné rotaci pánve (přetížení TH-L přechodu) a hyperextenzi kolene při došlapu (přetěžování KOK kloubu). Proto jsem se ve své diplomové práci zaměřila na vliv úsilí vyvolaného horními končetinami na metabolické a kardiovaskulární zatížení při NW. Předpokládám, že vhodně zvolená intenzita zatlačení do holí při odrazu nám pomůže dosáhnout optimální intenzity zatížení organismu daného klienta. Moje práce je součástí velkého výzkumu probíhajícího na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, který má za úkol podrobně popsat vliv NW na lidský organismus.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Představení Nordic walking

Nordic Walking (NW) neboli v českém překladu severská chůze je relativně mladá pohybová aktivita pocházející z Finska. Severská chůze je aktivní chůze se speciálně upravenými chodeckými holemi. NW se považuje za nejrychleji se šířící pohybovou aktivitu, kterou lze provozovat kdekoli a kýmkoli. NW, Excerstriding, Polestriding, Power walk nebo Power poles, názvy pro chůzi s holemi užívané v USA, se řadí mezi moderní trendy, i když chůze s holemi v horském prostředí má dlouhou tradici.

Počátek Nordic Walking se datuje od roku 1930, kdy se stala součástí tréninkových metod běžeckého lyžování. V roce 1966 Leena Jääskeläinen poprvé představil chůzi s lyžařskými holemi v hodinách tělesné výchovy. Později se stal ministrem školství a dále se podílel na propagaci chůze s lyžařskými holemi. V roce 1987 vyslovil dogma, že chůze s holemi se stane sportem budoucnosti. Zrod severské chůze jako masové pohybové aktivity se datuje od 5. ledna 1988, kdy se v Helsinkách konal závod v běžeckém lyžování. Pro nedostatek sněhu vyrazili běžci na trať pouze s holemi. Tento závod nastartoval mnoho výzkumů, které se zabývaly účinností a výhodami chůze s holemi. Finská firma Exel v roce 1997 jako první na světě vyrobila specifické hole pro severskou chůzi. Ve stejném roce vznikl anglický název Nordic Walking. O tři roky později byla ve Finsku založena mezinárodní asociace severské chůze INWA (International Nordic Walking Association), jejímž hlavním cílem je rozšiřovat severskou chůzi po celém světě a vytvořit globální síť vysoce kvalifikovaných instruktorů NW. V roce 2010 je součástí asociace více jak 40 zemí světa a NW má kolem 10 milionů aktivních sportovců. Díky tolika příznivcům byl NW označen za nejrychleji se šířící se pohybovou aktivitu (www.inwa.com, 2011).

V roce 2004 vznikla mezinárodní organizace ICO-NW (International Certified Organization of Nordic Walking) a její česká pobočka CCO-NW (Czech Certified Organization of Nordic Walking) sídlící v Praze (Stejskalová, 2008).

Charakteristickým rysem NW je přirozeně biomechanicky správná chůze a vhodně nastavená postura udržovaná ve všech aspektech pohybu. Správná technika používání holí významně zintenzivní proces chůze díky zapojení svalů horních končetin do pohybu. Technicky správné použití holí způsobí, že horní končetiny pohánějí tělo vpřed. Hlavním

cílem NW je dosáhnout fyzické a duševní pohody jednotlivce. NW se řídí následujícími principy:

- bezpečný, zdravý, biomechanicky správný pohyb
- správné nastavení těla a postury
- přirozené plynulé pohyby trupu, horních a dolních končetin
- symetrický a celistvý trénink celého těla
- efektivní aerobní aktivita velkých i malých svalů podílejících se na rytmicky-dynamických pohybech
- zvýšení metabolismu a zrychlení kardiovaskulárního oběhu
- střídání kontrakce a relaxace daných svalových skupin, způsobí jejich následné uvolnění
- cíle a intenzita tréninku se snadno přizpůsobí daným potřebám jednotlivce
- naučená dovednost se snadno aplikuje do všedního života (www.inwa.com, 2011)



Obrázek 1. Ukázka Nordic walking (www.harmonet.hu, 2011)

NW má značnou podobnost s během na lyžích klasickou technikou. Běh na lyžích je lokomoční pohyb vytrvalostního charakteru, při kterém se pro zajištění pohybu po sněhu neustále střídá odraz z nohou a odpich z paží pomocí lyžařských holí. Běh na lyžích rovnoměrně zatěžuje svalstvo celého těla, a tím všestranně a harmonicky rozvíjí funkční zdatnost organismu (Gnad & Psotová, 2005). Při NW nedochází ke skluzu jako při běhu na lyžích, ale oproti běžné chůzi se krok prodlužuje. NW a klasické lyžování mají především

společné aktivní použití holí pro pohyb vpřed, pozici extendované horní končetiny za tělem a odraz z poutka (Vystrčil, 2004).

Dr. Mommertová-Jauchová (2009) zvolila ve své knize pro představení NW heslo: jednoduše, efektně, úspěšně. NW je vhodnou pohybovou aktivitou nejenom pro zdravou populaci, ale hlavně pro lidi s tělesným omezením. Lze jej provozovat v každém věku bez ohledu na aktuální fyzickou kondici. Intenzita zatížení závisí na míře aktivity horních končetin. Proto spolu mohou trénovat osoby různě fyzicky zdatné s velkými věkovými rozdíly. Cílová skupina lidí jsou sportovci (všeobecná příprava a vytrvalostní trénink), zdravé osoby (primární prevence civilizačních chorob) a pacienti indikovaní k pohybové aktivitě (sekundární prevence a léčení).

NW není podmíněn módním stylingem, ani vypracovanou tělesnou stavbou. Svou jednoduchostí a finanční nenáročností se považuje za ideální sport pro širokou veřejnost. K úspěšnosti také přispívá to, že NW je spojený především se zábavou a psychickým odreagováním (Mommertová-Jauchová, 2009).

Chůze a NW se stávají zdravotními sporty. U tohoto sportu se cítí dobře nejenom pacienti s nadváhou, ale i revmatici, diabetici a pacienti s rakovinou. Po pravidelném a cíleném tréninku u nich dochází k pozitivním efektům nejenom fyzickým ale hlavně psychickým. Hraje zde roli řada vlivů např. prožitek z přírody, atmosféra skupiny, prožitek z ustoupení bolesti, atd. V současné době se NW využívá v rehabilitaci ortopedických potíží (bolesti ramen, kolen, kyčlí, zad), revmatických potíží (artróza, osteoporóza, polyartritida, Bechtěrevova choroba) a interních potíží (vysoký krevní tlak, nadváha, diabetes mellitus II. typu, ischemická choroba srdeční, ischemická choroba DKK), (Mommertová-Jauchová, 2009).

2.2 Správná technika a vybavení pro Nordic walking

Vezmeme-li si do rukou hole, budeme se při naší chůzi dotýkat podložky čtyřmi body. Zlepší se stabilita trupu a celého těla v prostoru a zapojíme svaly horních končetin do pohybu. Aby tato aktivita měla pozitivní efekt pro náš organizmus, je zapotřebí, abychom se naučili poměrně jednoduchou techniku. NW není pouhá chůze s holemi, ale je to ucelený koncept cvičení s rozcvičkou, aktivní částí i následným protažením s pomocí holí.

2.2.1 Postavení hlavy a trupu

Trup necháváme v mírném předklonu. Míra předklonu je závislá na rychlosti NW a sklonu terénu. Hlava je držena přirozeně v prodloužení páteře, díváme se přímo před sebe. Bradu máme zasunutou. Snažíme se nechat uvolněnou šíji a hrudní koš, aby byl pohyb v ramenních kloubech plynulý.

Při NW se využívá střídavý, cyklický pohyb dolních i horních končetin. Odraz chodidla a odpich holí na opačné straně těla se odehrává ve stejném okamžiku (obr. 2). K pohybu se využívá zkřížený koordinační vzorec tj. křížmochodní pohyb (Dvořák, 2003). Pohyb dolních končetin se přes pánev přenáší na páteř, taktéž pohyb horních končetin se přenáší přes ramenní pletence na páteř. Vzniká zde protisměrným natáčením pánve a ramen tzv. torzní pohyb páteře (Vystrčilová & Kračmar, 2007).



Obrázek 2. Rotace ramen a trupu při NW (Stejskal & Vystrčil, 2005)

2.2.2 Pohyb horních končetin

Horní končetiny konají podobný pohyb jako při běžeckém lyžování. Pohyb horních končetin je střídavý. Horní končetina plynule přechází dopředu před tělo, nahoru s postupnou flexí v lokti. Rukojeť je pevně držena v dlani (obr. 4). Horní končetina je v této fázi *punctum mobile*.

Následuje fáze opory o hůl začínající zapíchnutím hole, tj. vytvořením *punctum fixum* na dané horní končetině. Hrot hůlky se zapichuje na úrovni paty chodidla přední dolní končetiny (nakročené) nebo mírně za ní, záleží na rychlosti chůze (obr. 3). Hůlka se nesmí dostat za vertikální osu danou zápěstím horní končetiny (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Následuje přenos síly na hůlku a pohyb horní končetiny za tělo při současném posouvání těla vpřed. Je důležité, aby se v této fázi nezvedalo rameno. Při plynulém zapažování horní končetiny se extenduje loket a rozevívá dlaň.

Přichází závěrečná odrazová fáze. Horní končetina je zapažená, loket v plné extenzi, dlaň rozevřená s abdukcí a extenzí prstů (obr. 5). Odrazová síla je vedena malíkovou hranou dlaně přes poutko hole (Chýlková, 2009).

Ruce obou horních končetin se míjejí mírně před tělem a hole po celou dobu pohybu směřují šikmo dolů (zepředu shora dozadu dolů).



Obrázek 3. Zapichování hrotu hole (Matoušková, 2009)

Obrázek 4. Držení rukojeti (Matoušková, 2009)

Obrázek 5. Fáze odpichu (Matoušková, 2009)

2.2.3 Pohyb dolních končetin a krokový cyklus

Pohyb DKK při NW je podobný práci DKK při běžné chůzi. Krok začíná odrazem z přední části chodidla zadní nohy, kdy je tato končetina v konečné extenzi v kolenním kloubu. Noha směřuje dopředu. Při došlapu na patu je končetina v mírné flexi v kolenním kloubu.

Chůze vypadá zdánlivě jednoduše, ale zasahuje celý pohybový systém člověka. Obě dolní končetiny procházejí fází švihovou, kdy končetina postupuje vpřed vzduchem bez kontaktu s podložkou, fází opornou, kdy je končetina ve styku s podložkou, a fází dvojí opory, obě končetiny jsou ve styku s podložkou. Oporná fáze začíná dotykem paty o podložku, před kolmým průmětem těžiště, čímž se brzdí pád těla směrem vpřed. Následně se podložky dotýká laterální okraj plosky. Přes metatarzální skloubení se noha převalí na mediální hranu plosky. Odvinutí chodidla je zakončeno odrazem z palce (Vystrčilová & Kračmar, 2007).

Chodidlo nohy je v kontaktu s podložkou a stává se distálně uloženým punktem fixem. Přes punctum fixum je realizováno přitahování k místu opory, přenáší se přes něj váha těla a od místa opory je realizován odraz. Po odvinutí chodidla od podložky se noha stává punctum mobile a je nesena dopředu. Noha nakračuje pro další pohybový, krokový, cyklus (obr. 6) (Kračmar, Vystrčilová & Psotová, 2007).



Obrázek 6. Pohyb DKK při NW (www. bartsroutes.blogspot.com, 2011)

2.2.4 Význam správné techniky Nordic walking

Ve studii H. Figard-Fabre, N. Fabre, A. Leonardi a F. Schena (2010) se zúčastnilo 11 obézních žen (BMI $33.14 \pm 3.66 \text{ kg.m}^{-2}$) středního věku laboratorního měření trvajících 5 minut ve 4 km.h⁻¹ rychlosti s náklonem terénu -5 %, 0 %, +5 % s holemi a bez holí. Byla jim měřena velikost ventilace, spotřeby kyslíku, energetická spotřeba, srdeční frekvence, stupeň námahy (Borgova škála) před a po 4týdenním cvičení (12 výukových lekcí). Probandi se zúčastnili 12 výukových hodin trvajících 45 minut.

Jako příklad je zde uvedena změna objemu spotřebovaného kyslíku VO₂ (ml.min⁻¹) před výcvikem 1193 ± 229 a po výcviku 1174 ± 181 a změna tepové frekvence (tep/min) před výcvikem 110 ± 13 a po výcviku 104 ± 7 při sklonu běžícího pásu 0 %. Z tohoto vyplývá, že pro daný organizmus je méně fyzicky náročný NW po zvládnutí správné techniky. Tuto změnu lze také částečně připisovat zvýšení trénovanosti organismu na NW.

Ve studii je hodnocena správnost techniky NW dvěma vyškolenými instruktory z asociace INWA, kteří hodnotili jednotlivé prvky techniky v první a poslední výukové lekci. Při hodnocení se zaměřili na prožitek z NW, náklon trupu, rotaci ramenních pletenců, rotaci pánve, mírnou flexi v loketním kloubu, pohyb holí v diagonálním směru, přirozenou délku kroku, otevření dlaně za tělem, propnutý loket při odrazu z hole a aktivní práci chodidla. Po dvanácti výukových lekcích zvládlo náklon trupu 6 probandů (55 %), rotaci ramenních pletenců 4 probandi (37 %), rotaci pánve 4 probandi (37 %), mírnou flexi v loketním kloubu 9 probandů (82 %), pohyb holí v diagonálním směru 11 probandů (100 %), přirozenou délku kroku 11 probandů (100 %), rozevření ruky za tělem 5 probandů (45 %), propnutý loket při odrazu z hole 4 probandi (37 %), aktivní práci chodidla 7 probandů (64 %) a potěšení z NW prožívalo 11 probandů (100 %).



Obrázek 7. Správná technika Nordic walking (www. magicoveneto.it, 2011)

2.2.5 Nejčastější chyby při Nordic walking

B. Kračmar a M. Vystrčilová (2007) ve svém článku uvádějí, že se stereotyp chůze u každého jedince výrazně liší. Neexistují dva lidé s identickou chůzí. Řízení pohybů centrálním nervovým systémem podle zděděných druhově specifických programů a v rámci jejich mantinelů se vnějšími i vnitřními podmínkami a učením utváří jako individuální provedení. Proto by se mělo brát na zřetel individuální provedení chůze při hodnocení techniky NW.

NW se stává oblíbeným skupinovým cvičením využívaným v rehabilitaci. Využívá se převážně u pacientů s ortopedickými, revmatickými, neurologickými a kardiovaskulárními problémy i u pacientů s obezitou a s dekondíci. Navzdory tělesným omezením přispívá NW ke zvýšení kvality života pacientů. Proto je důležité, aby fyzioterapeut uměl vhodně přizpůsobit techniku NW určitému druhu tělesných obtíží (Mommertová-Jauchová, 2009).

Zkušený instruktor (fyzioterapeut) rozpozná rozdíly mezi individuálním provedením, provedením při zdravotním omezení a chybným provedením techniky NW.

Ne každý, kdo jde s holemi, provozuje Nordic walking. Určitě se vyplatí začít pod vedením vyškoleného instruktora (fyzioterapeuta) hned od začátku a osvojit si správnou

techniku. Žádné médium (video, kniha) nenahradí člověka, který dokáže odhalit chyby a vést ke správnému provedení. Nejčastější chyby jsou:

- porucha koordinace horních a dolních končetin v „křížmochodním“ vzoru
- nenapřímené držení trupu (hrudní kyfóza, hlava v předklonu nebo v předsunu mezi rameny)
- trup přehnaně ve vzpřímeném (vertikálním) postavení
- směřování dolního konce hůlek vpřed a odraz z hůlky před tělem
- přehnané až křečovitě držení rukojeti holí
- pevné držení hůlky celou dlaní při přenosu vpřed
- špatné navlečení řemínků
- paže příliš blízko u těla
- zapomínání na odraz „z hůlky“ zadní ruky
- příliš dlouhé kroky (napjaté ruce – chůze jako „robot“)
- chůze o úzké bázi
- příliš dlouhé hole, nepružící materiál, ocelové hroty použité na tvrdém povrchu
- nevhodná obuv
- zanedbání zahřívacího a protahovacího cvičení (severskachuze.cz, 2010)

2.2.6 Nordic walking hole

NW hole zvyšují efektivitu a bezpečnost pohybu, napomáhají k zapojení horní poloviny těla do pohybové aktivity. Hole napomáhají zpevnění svalového korzetu, upravení celkové postury, zmírnění bolestí zad a odlehčení kloubů. Hole se dají využít ke strečinku a posilovacím cvičením, které by měly být nezbytnou součástí každé procházky nebo tréninkové jednotky. Hole vyráběné pro NW jsou velmi lehké, pevné, pružné a mají všechny bezpečnostní předpoklady čelit různým způsobům zatěžování v terénu. Aby hole vyhovovali svému účelu, mají funkčně upravené poutko, rukojeť a koncový hrot (Chýlková, 2009).

Pomineme-li sportovní oblečení a lehkou sportovní obuv, jsou speciálně upravené NW hole jediným potřebným vybavením pro Nordic walking. Od holí trekkingových se liší především svou tenkou ergonomicky tvarovanou rukojetí, anatomicky tvarovaným poutkem, specificky konstruovaným koncovým hrotem a nižší hmotností (Vystrčil, 2004).

Rukojeť (obr. 8) hole je ergonomicky tvarovaná, vyrobená z příjemných materiálů např. směsi gumy nebo korku. Rukojeť a tělo hůlky jsou vyrobeny z vibrace absorbujících materiálů např. slitiny uhlíku či hliníku, čímž se minimalizují vibrace působící na ruku, zápěstí, loket a rameno. Rukojeť by měla padnout ideálně do ruky, úchop by měl být komfortní, tj. neměl by vyvolávat nepříjemné pocity či bolest. Madlo je nad poutkem 3 až 4 cm prodloužené a lehce ohnuté (Chýlková, 2009).

Tělo hůlky je pevné, ale ohebné, materiál musí vydržet kolísající zatížení v proměnlivém terénu. Důležitá je správná délka hole. Ta se určuje jednoduchou rovnicí, ve které se tělesná výška násobí konstantou 0,68. Hole jsou buď teleskopické s přesně nastavitelnou výškou, nebo celistvé vyráběné vždy po 5 cm v rozmezí od 100-140 cm. Proto se vypočítaná délka hole zaokrouhluje s přesností 5 cm. Další možností pro rychlé určení správné výšky hole je úhel loketního kloubu, který by měl být při opřené nebo zapíchnuté holi a při sevřené rukojeti 90°. Příliš vysoké hole mohou přispět k přetížení pletence ramenního a krční páteře (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Dalším důležitým kritériem hůlek je hmotnost. Při chůzi bychom v ruku váhu holí neměli takřka vnímat. Hliníkové hůlky platí za křehké, těžké, které hůře tlumí otřesy. Naopak moderní hůlky ze slitin uhlíku (karbon, sklolaminát) jsou pevné, pružné a celkově komfortnější a bezpečnější (Vystrčil, 2004).

Pro správnou techniku chůze je důležité, aby měly hole kvalitní a speciálně vyrobená poutka. Poutko (obr. 10) pro Nordic Wlaking je pevné, měkké, anatomicky tvarované, konstrukčně jednoduché a lehce nastavitelné. Mělo by být nastavitelné podle velikosti dlaně, která bude např. v zimě zvětšena o rukavici, a mělo by umožňovat maximální rozsah pohybu. Poutko nesmí odírat kůži ruky a omezovat průtok krve. Zároveň při lehkém sevření rukojeti musí hůl pevně držet na ruce. Je to nezbytné při závěrečné fázi odrazu hole, kdy se dlaň otevírá a následuje odraz z poutka (Chýlková, 2009).

Koncový ocelový hrot slouží k zapichování a odrážení od povrchu. U lepších hůlek je nakloněn dopředu pod úhlem 5-10°, aby dobře přilnul k terénu. Koncový hrot je kryt „botičkou“ (obr. 9), gumovou násadou, která se používá na tvrdé povrchy např. asfalt (Vystrčil, 2004).

Závaží nad 1,5 kg může způsobit přetížení svalů paže a ramenního pletence a izotonický stisk závaží může vést k nežádoucímu zvýšení krevního tlaku. Protože hmotnost NW holí při chůzi je menší než většina používaných ručních závaží při chůzi se závažím, je nepravděpodobné, že při NW by mohlo dojít ke stejným problémům jako při chůzi se závažím (Stejskalová, 2008).

Správný výběr holí je velmi důležitý. Špatný nástroj, nevhodně vybrané či nekvalitní hole a případná špatná technika mohou zapříčinit „stresové“ poškození (svalová přetížení) a bolest, které sníží zájem o aktivitu z dlouhodobého hlediska.



Obrázek 8. NW hůl s korkovou rukojetí a nastavitelným poutkem

(www.livefortheoutdoors.com, 2011)

Obrázek 9. Koncový bodec NW hole s gumovým krytem

(www.cz-nordicwalking.com, 2011)

Obrázek 10. Správné nastavení poutka NW hole

(www.nordicwalkingusa.blogspot.com, 2011)

2.3 Zdravotně-fyziologické faktory Nordic walking

Předpokladem pro svalovou práci, s výjimkou velmi krátkého výkonu, je zajištění přísunu kyslíku a živin do pracujících svalů a odsunutí všech zplodin metabolismu. Tuto funkci zajišťuje kardiovaskulární a respirační systém, pracující ve vzájemné interakci. Změny, které pozorujeme při tělesné zátěži ve jmenovaných systémech, můžeme charakterizovat jako reaktivní (bezprostřední reakce na fyzické zatížení) a adaptační (výsledek dlouhodobého opakovaného procesu) (Havlíčková et al., 2004).

Začátek tělesné zátěže je charakterizován řadou změn, které naruší klidový stav (homeostázu) organismu. Rozsah a kvalita iniciační fáze závisí na charakteru a intenzitě zátěže. Při nízké zátěži trvá iniciační fáze 1 až 2 minuty, při střední trvá 3-4 minuty. Při maximální zátěži stoupají některé ukazatele trvale a při pohybové aktivitě se brzy objeví známky vyčerpání. Naopak při sub-maximální zátěži po několika minutách dochází k rovnovážnému stavu, kdy se transportní systém vyrovnal se všemi požadavky organismu a přizpůsobil se vykonávanému pohybu (Máček & Máčková, 1997).

2.3.1 Kardiovaskulární systém – reaktivní změny

Srdce je dutý orgán, jehož stěny jsou tvořeny speciálním typem svaloviny zvaným myokard. Rytmičká činnost srdce je založena na střídání relaxace myokardu (diastola) a kontrakce myokardu (systola). Během diastoly se srdeční komory plní krví a během systoly je krev vypuzována do malého či velkého krevního oběhu. **Srdeční frekvence (SF)** uvádí počet stahů (tepů) srdce za jednu minutu. Na periférii je srdeční frekvence palpovatelná např. na arterii radialis na zápěstí či arterii carotis interna na krku. Tuto frekvenci nazýváme tepovou frekvencí (TF). Tepová frekvence bývá v klidu u novorozence v rozmezí 130-140 tepů.min⁻¹, u dětí 75-100 tepů.min⁻¹. U dospělých se klidová tepová frekvence pohybuje v rozmezí 60-90 tepů.min⁻¹, avšak u trénovaných jedinců dosahuje hodnot pod 60 tepů.min⁻¹ (sportovní bradykardie). Klidová srdeční frekvence je nejvíce ovlivněna trénovaností (Trojan et al., 2003).

Pracovní tachykardií označujeme zrychlenou srdeční frekvenci při tělesné práci, která dosahuje hodnot 180-200 tepů.min⁻¹. Maximální tepová frekvence je individuální hodnotou, která je nejvíce ovlivněna věkem. Pro dospělou populaci platí obecný výpočet: SF_{max} = 220 -

věk. Z tohoto vzorce vyplývá, že nejvyšší tepové frekvence dosahují děti a to hodnot nad 200 tepů.min⁻¹ (Trojan et al., 2003).

Srdeční (tepová) frekvence je nejčastěji používaným funkčním ukazatelem v zátěžové diagnostice. Dynamiku jejích změn můžeme pozorovat před výkonem, během výkonu i po výkonu. Podle Havlíčkové et al. (2004) probíhá její reakce na tělesnou práci ve třech fázích:

- Úvodní fáze: zvýšení srdeční frekvence před výkonem vlivem podmíněných reflexů (více u trénovaných jedinců) a emocí (více u netrénovaných jedinců). Její hodnota se zvyšuje v závislosti na předpokládané náročnosti o desítky tepů za minutu. Tato změna tepové frekvence patří do komplexů změn pojmenovaných jako předstartovní stav.
- Průvodní fáze: změny srdeční frekvence v průběhu vlastního výkonu. V části iniciační (10-30 s) je zaznamenán prudký vzestup hodnot. Následné minuty (1-3 min) jsou charakteristické pozvolnějším vzrůstem hodnot tepové frekvence v závislosti na intenzitě zátěže, která je rozhodující pro další průběh odezvy organismu. Srdeční frekvence se ustálí na hodnotách úměrných výkonu při nižších až středních intenzitách zatížení (nepřesahují úroveň anaerobního prahu). Tento setrvalý stav nazýváme „steady state“. Při vyšších intenzitách zatížení srdeční frekvence vzrůstá a může dosáhnout i svého maxima.
- Následná fáze: také nazvaná zotavovací, představuje návrat srdeční frekvence k výchozím hodnotám. Prvních pět minut klesá SF strmě dolů, v dalších minutách pokračuje snižování již pozvolněji. Snižování hodnot SF může trvat desítky minut, záleží na druhu a intenzitě proběhnuté zátěže a na převaze jedné či druhé složky vegetativního systému. U vagotoniků je návrat k hodnotám klidové SF rychlejší.

Při sportovní činnosti se využívají monitory srdeční frekvence tzv. sporttestry. Sporttestr se skládá z kódovaného vysílače (plastový pás s gumou kolem hrudního koše) se zabudovanými elektrodami, které snímají signály srdeční frekvence, a přijímače (hodinek), který přijímá naměřené hodnoty srdeční frekvence a zobrazuje je na displeji (Stejskal, 2004).

Orientačně lze TF vyhodnotit pomocí palpace tepů na periférii (viz výše). Měříme ji bříškou ukazováčku a prostředníku. Měříme úsek 10 s na hodinkách a počítáme jednotlivé tehy od nuly. Pro výpočet TF za minutu napočítanou hodnotu násobíme šesti (Stejskal, 2004).

Měrnou jednotkou srdeční činnosti je **minutový objem srdeční (Q)**, který představuje množství krve přečerpané srdcem za jednu minutu. Je rozhodující veličinou, která udává úroveň kapacity transportního systému. Minutový objem srdeční se vypočítá vzorcem:

$$Q = SF \cdot Q_s ,$$

kde SF označuje danou srdeční frekvenci a Q_s systolický objem srdeční. Obě složky se mohou měnit a dynamicky přizpůsobovat daným nárokům organizmu.

Hodnota minutového objemu se v klidu pohybuje při systolickém objemu 70 ml a srdeční frekvenci 70 tepů.min⁻¹ okolo 5 l. Tyto hodnoty se mohou při tělesné práci zvýšit 4 až 5 násobně na 20-25 l. U vrcholových sportovců byly naměřeny i hodnoty kolem 35 l (Hamar & Lipková, 2001).

Oběhový systém reaguje na tělesnou zátěž v iniciační fázi rychlým zvýšením minutového srdečního výdeje. Při sub-maximální zátěži dosáhne již po první minutě až 80 % své konečné hodnoty. Rozhodujícím faktorem při ovlivňování hodnot minutového srdečního výdeje je rychlé zvýšení srdeční frekvence, která se na základě podráždění sympatiku změní již v prvních sekundách pohybu (Máček & Máčková, 1997). Systolický objem srdeční z klidových hodnot 60-80 ml stoupá až na 120-150 ml. Maxima dosahuje při srdeční frekvenci 110-120 tepů.min⁻¹ (tj. pouze 35-40 % VO_{2max}). Dále se na zvyšování minutového srdečního objemu podílí výhradně nárůst srdeční frekvence (Hamar & Lipková, 2001).

V cévním řečišti díky aktivitě sympatiku probíhá na začátku aktivity redistribuce krve. Nastává vazodilatace cév zásobujících pracující svaly a mozek. Toto rozšíření se projeví lehkým poklesem krevního tlaku. Tělo zareaguje na tuto situaci vazokonstrikcí útrobních cév např. ledvin a cév nacházejících se v kůži (Havlíčková et al., 2004).

Minutový objem srdeční stoupá v závislosti na zvyšující se intenzitě práce. Reaguje především na zvyšující se požadavky kyslíkové potřeby. Vzájemný vztah mezi zvyšující se spotřebou kyslíku a minutovým objemem je lineární (Havlíčková et al., 2010).

Hamar a Lipková (2001) uvádějí těsnou korelaci srdeční frekvence se spotřebou kyslíku. Tento vztah je ale do značné míry individuální. Závisí na úrovni vytrvalostní trénovanosti a na charakteru tělesného zatížení. Nejvíce se uplatňuje velikost aktivovaných svalových skupin a jejich schopnost přijímat kyslík z krve. Např. při běhu se zatíží větší svalové skupiny a to se projeví lepší extrakcí kyslíku, tj. nižší srdeční frekvencí, než při stejné spotřebě kyslíku při jízdě na kole. Výrazně horší poměry mezi naměřenou SF a spotřebou kyslíku lze pozorovat při silových cvičeních, kde se při relativně nízké úrovni spotřeby kyslíku dosahují vysoké hodnoty SF. SF tedy nemusí být spolehlivým ukazatelem spotřeby kyslíku, potažmo ani výdeje energie.

2.3.2 Kardiovaskulární systém – adaptační změny

Při častém opakování stejného podnětu se odpověď organismu začíná měnit. Odpověď slábne. Organismus se přizpůsobuje, adaptuje. Adaptace je schopnost živé hmoty přizpůsobit se stejnému nebo podobnému podnětu přicházejícího ze zevního prostředí, tedy snížit působení tohoto podnětu a zvýšit schopnost odolávat podnětu intenzivnějšímu (Bartůňková, 2007).

Kardiovaskulární systém se adaptuje na fyzickou zátěž při působení pravidelné, dynamické činnosti přiměřeného druhu a intenzity. Pravidelné zatěžování vede k funkčním a morfologickým (strukturálním) změnám směřujícím k optimalizaci a zvýšení celkové transportní kapacity. Mezi strukturální změny řadíme hypertrofii srdečního svalu, u vytrvalců excentrickou s projevem lepší ekonomie srdce a vaskularizaci, zvýšení počtu kolaterál srdečního i kosterního svalstva s následným lepším prokrvením. Mezi funkční adaptační změny řadíme lepší ekonomiku (snížení srdeční frekvence, zvýšení systolického objemu), vyšší maximální hodnoty SV, MSV, VO_2/SF a lepší využití (využití) kyslíku myokardem (Bartůňková, 2007).

2.3.3 Dýchací systém – reaktivní změny

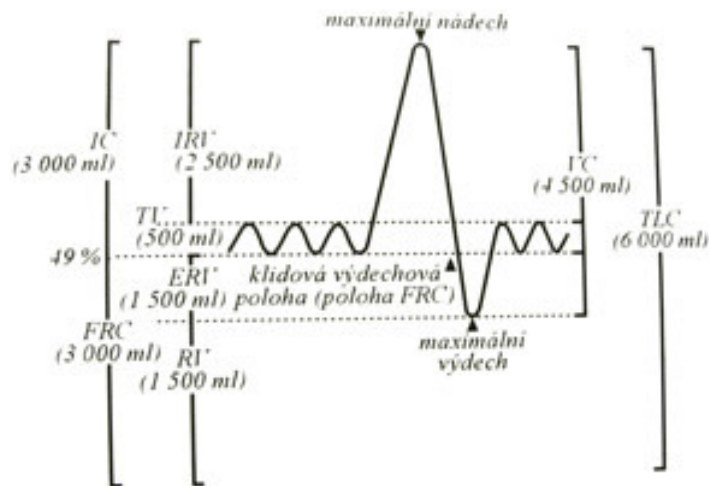
Proces dýchání probíhá ve třech základních mezistupních: výměna plynů (O_2 a CO_2) mezi okolní atmosférou a plicemi (ventilace), výměnu plynů mezi alveolárním vzduchem a krví (difuze), transport plynů mezi plicemi a tkáněmi a jejich výměna mezi krví a cílovými tkáněmi (např. svalovými buňkami) (Trojan et al., 2003).

Při klidovém dýchání se dostává při každém nádechu u dospělého muže do plic 500 ml vzduchu. Jedná se o dechový objem (V_T). Objem vzduchu, který zůstane v dýchacích cestách, kde nejsou žádné alveoly a neproběhne tu tedy plynová výměna, nazýváme anatomicky mrtvý prostor (V_D). K posouzení ventilace využíváme spirometrii, kterou měříme:

- statické plicní objemy: dechový objem (V_T , objem nádechu a výdechu při klidovém dýchání), inspirační rezervní objem (IRV), expirační rezervní objem (ERV), reziduální objem (RV)
- statické plicní kapacity: vitální kapacita plic (VC, objem vydechnutý s maximálním úsilím po předchozím maximálním nádechu), inspirační kapacita (IC), funkční reziduální kapacita (FRC), celková plicní kapacita (TLC)

- dynamické plicní objemy: minutová ventilace plic (V_E , četnost dechových cyklů za minutu), maximální volní ventilace (MVV), jednosekundová vitální kapacita (FEV_1)

Jmenované hodnoty jsou zakresleny v níže uvedeném spirogramu (obr. 11). Hodnoty objemů a kapacit jsou závislé na tělesné výšce, hmotnosti, povrchu těla, věku, pohlaví, rase a dokonce i poloze těla (Rokyta et al., 2008).



Obrázek 11. Spirogram (křivka, objem – čas) (Rokyta et al., 2008)

Se zvyšující se intenzitou zatížení roste potřeba tkání získávat kyslík, a proto dochází k nárůstu ventilačních parametrů. Reaktivní změny na tělesnou zátěž můžeme pozorovat již před začátkem práce. Jedná se o takzvané předstartovní stavy, kdy zvýšení respiračně-ventilačních parametrů vzniká na podkladě zvýšené dráždivosti CNS (vliv emocí) a podmíněných reflexů (paměťové stopy u sportovců). Reakce ventilačně-respiračních parametrů probíhá podle Hlaváčkové et al. (2004) ve čtyřech fázích:

- Iniciální fáze: charakterizovaná rychlými změnami (30-40 s).
- Přechodná fáze: charakterizovaná pomalejšími změnami (2-3 min) v závislosti na intenzitě zatížení a výkonnosti jedince. Na začátku práce střední až maximální intenzitou vzniká při přechodu z aerobního na anaerobní metabolismus mrtvý bod. Dochází k disharmonii funkcí s danými objektivními příznaky (neekonomické zvýšení SF, DF, V_E , TK, snížení V_T a tím i VO_2 , což vede k nedostatku kyslíku v pracujících svalech) a subjektivními příznaky (nouze o dech, svalové bolesti, křeče). Snížením intenzity zatížení a prohloubením dýchání docílíme překonání mrtvého bodu a organismus „chytí“ druhý dech. Dýchání se postupně prohlubuje, dechová frekvence se snižuje a výkon organismu stoupá (Bartůňková, 2006). Při přechodu z mrtvého

bodů do druhého dechu se zapojuje i regulační centrum tělesné teploty zvýšeným odvodem tepla ve formě pocení (Hlaváčková et al., 2004).

- Homeostatická fáze: nastupuje po 2-3 min méně intenzivní práce a 5-6 min intenzivnější práce (cyklické konstantní činnosti), kdy přichází setrvalý stav (steady state). Při tomto stavu jsou metabolické pochody v rovnováze s funkcí organismu. Nejvyšší hodnota setrvalého stavu je anaerobní práh. Spotřeba kyslíku odpovídá potřebě kyslíku a je ještě zachována rovnováha mezi tvorbou a odbouráváním laktátu. Na úrovni setrvalého stavu můžeme pracovat při stejné intenzitě zatížení několik desítek minut (Bartůňková, 2006).
- Fáze zotavení: je charakterizovaná postupným poklesem hodnot po skončení zátěže. Pozátěžové změny musí zajistit obnovu homeostázy organismu. Dochází ke kyslíkovému dluhu, kdy je nadspotřeba kyslíku splácena až po skončení práce, která byla prováděna s podílem anaerobního mechanismu (Bartůňková, 2006).

Dýchání se na začátku práce nejprve zrychluje a za několik okamžiků i prohlubuje. Při rychlejším pracovním tempu stoupá rychle i **dechová frekvence (DF)**, která se po určitém čase ustálí a téměř se nemění. Frekvence dýchání dosahuje při lehké práci 20-30 dechů.min⁻¹, u těžké práce 30-40 dechů.min⁻¹ a u trénovaných dosahuje až 40-60 dechů.min⁻¹ (Máček & Máčková, 1997).

S počátkem zátěže se rychle zvýší i **dechový objem (V_T)**. Po překonání iniciační fáze se objem minutové ventilace zvyšuje pomaleji na základě humorálního řízení až do využití 60 až 70 % vitální kapacity plic (V_C), ne však více (Máček & Máčková, 1997). Dechový objem (V_T) v klidu činí 0,5-0,6 l, při středním výkonu 1-2 l a při těžké práci 2-3 l. Velikost vitální kapacity plic určuje změny dechového objemu při práci. Při středně intenzivním výkonu představuje dechový objem 30 % V_C, při namáhavém výkonu 50 % V_C a u trénovaných při těžké práci až 70 % V_C (Havličková et al., 2004).

Minutová ventilace (V_E) je součin dechové frekvence a dechového objemu (V_E=DF·V_T). Minutová ventilace se přizpůsobuje nejen potřebám zvýšeného příjmu kyslíku, ale hlavně zvýšené koncentraci CO₂ v organismu. V průběhu stupňového zatížení organismu stoupá V_E lineárně se spotřebou kyslíku do hodnoty 2-2,5 l O₂ za min. U vyšších intenzit přichází hypoventilace, tj. vyšší ventilace než by odpovídalo spotřebě kyslíku. Začátek hypoventilace je spojen s aerobním prahem. Pohybuje se u netréovaných do 50 % a u trénovaných od 50-80 % jejich VO₂max (Havličková et al., 2004).

Objemem přijímaného kyslíku (VO₂) rozumíme množství kyslíku extrahovaného z vdechnutého vzduchu za jednotku času. VO₂ je ukazatelem aerobní schopnosti organismu a

výkonnosti transportního systému. Hodnoty VO_2 se liší od vlastní spotřeby kyslíku (QO_2) ve tkáních, kde se využívá kyslík nejenom z transportního systému, ale i z tkáňových rezerv (Havlíčková et al., 2004).

Maximální příjem kyslíku (VO_{2max}) je ukazatelem výkonnosti dýchací a oběhové soustavy při dynamické svalové činnosti, při které je aktivní co největší počet svalů. VO_{2max} zjišťujeme pomocí ergometru (např. běh na běžeckém pásu, jízda na rotopedu), kdy po rozcvičení, které trvá asi 5 min, následuje 2 až 3 min pohyb v submaximálním tempu, při kterém se dosáhne setrvalého stavu. Následuje 1 až 2 min přestávka a poslední fáze, kdy se intenzita stupňuje až do maxima. Sledují se hodnoty tepová frekvence, ventilace (dechový objem, dechová frekvence), spotřeba kyslíku k maximu. VO_{2max} jsou závislé na věku, pohlaví, tělesném složení a trénovanosti (Máček & Máčková, 1997).

Při plynulém zvyšování intenzity zatížení stoupá spotřeba kyslíku jen do úrovně dané funkční zdatnosti testované osoby. Při dalším zvyšování intenzity již spotřeba kyslíku nestoupá. Spotřeba kyslíku dosáhla své maximální úrovně (anaerobního prahu). Chybějící energie se organizmu dodává z anaerobního metabolismu, při kterém vzniká kyselina mléčná. Ta způsobuje testovanému subjektivně nepříjemné pocity a je otázkou vteřin, kdy je jedinec donucen práci přerušit (Hamar & Lipková, 2001). Dosažené hodnoty VO_{2max} a aerobního prahu jsou považovány za nejdůležitější ukazatele zdatnosti a vytrvalosti testovaného organizmu (Bartůňková, 2007).

Hamar a Lipková (2001) uvádějí, že při měření VO_{2max} je vymezena i maximální hodnota srdeční frekvence. Vzhledem k interindividuálním rozdílům se jako konečná hodnota považuje výsledek o 10 tepů menší, než uvádí obecný výpočet $SF_{max} = 220 - \text{věk}$.

2.3.4 Dýchací systém – adaptační změny

Dýchací systém se adaptuje na fyzickou zátěž při působení pravidelné dynamické činnosti přiměřeného druhu a intenzity. Pravidelné zatěžování vede k funkčním změnám směřujícím k vyšší trénovanosti. Trénovaný jedinec se od netrénovaného jedince liší lepší ekonomikou a vyšší výkonností dechových funkcí. Lepší ekonomika je dána nižší frekvencí dýchání, vyšším dechovým objemem, lepší mechanikou dýchání, lepší distribucí vzduchu a difuzí dýchacích plynů, lepší utilizací (využití) kyslíku, minimálním projevem mrtvého bodu a rychlejším nástupem setrvalého stavu. Vyšší výkonnost je dána vyššími maximálními (stropovými) hodnotami anaerobního prahu při vyšším zatížení, vyšší vitální kapacitou, vyšší

maximální minutovou ventilací, vyšší maximální spotřebou kyslíku (u vytrvalostně trénovaných) a větším kyslíkovým dluhem (vzrůstá po anaerobním tréninku) (Bartůňková, 2007).

2.3.5 Nordic walking - vytrvalostní pohybová aktivita

Pojmem vytrvalostní zátěž označujeme pohybovou aktivitu trvající alespoň 20 až 30 minut. Čím je časový úsek konané pohybové aktivity delší, tím je intenzita zátěže a energetická přeměna menší. Avšak celková suma vykonané práce je vysoká. Vytrvalostní pohybová aktivita je charakterizovaná aktivní činností velkých svalových skupin, např. při rychlé chůzi, běhu, jízdě na kole, veslování a jiných dynamických a cyklických aktivit (Máček & Máčková, 1997).

Vytrvalostní pohybová aktivita je metabolicky charakterizovaná jako aerobní práce s některými anaerobními prvky. Vytrvalostní pohybové aktivity dělíme na krátkodobé, od nástupu aerobního metabolismu cca od 3. minuty do vyčerpání uhlovodanů či počátku metabolismu tuků cca do 20. až 30. minuty. Střednědobé, kdy se energie získává z přeměny rezervních látek ve svalech a zásob tuků. Dlouhodobé, energie se získává ze štěpení bílkovin. Uvedené hranice se prolínají v závislosti na intenzitě zátěže, její kvalitě a lokalizaci i díky dlouhodobé adaptaci na vytrvalostní zátěž. Ze všech forem pohybu nejdéle organismus toleruje vytrvalostní činnosti, které patří mezi nejpoužívanější aktivity v různých formách tělovýchovných aktivit. Módou se stal jogging, rychlá chůze a nyní i Nordic walking (Dylevský et al., 1997).

Adaptace na vytrvalostní zátěž je provázená mechanismy, které prezentují významné léčebně preventivní působení. Metabolismus probíhá v rovnovážném stavu za plného hrazení kyslíku. „Intenzita zátěže nesmí přesáhnout asi 60 % maximálního výkonu u netrénovaných a 70 až 80 % u dobře trénovaných jedinců. Při vyšší intenzitě zátěže koluje v krvi vyšší hladina laktátu, která brání rozvinutí lipolýzy a tím většímu spalování tuků.“ (Máček & Máčková, 1997)

Novotná a kol. (2006) uvádí, že působení vytrvalostní zátěže na organismus je individuální. Obecně udávaná intenzita 50-60 % SFmax je označována za lehkou zátěž, která zlepšuje látkovou výměnu a příznivě působí na regulaci hmotnosti. Intenzita 70-80 % SFmax je považována za střední zátěž, která zlepšuje především aerobní výkonnost (trénovanost).

Intenzita 80-90 % SFmax je považována za těžkou zátěž a je spojována s intenzivním sportovním tréninkem, který zvyšuje odolnost organismu proti anaerobním stavům.

Severská chůze využívá práce horních končetin, a díky tomu provádíme i silový trénink. Hamar a Lipková (2001) uvádí, že pro silový trénink je typické intenzivní dráždění svalových vláken při svalových kontrakcích, které vede ke zvýšení svalové síly a do určité míry i zvýšení rychlosti kontrakce. Na zlepšení rychlostně-silových schopností se podílí dva základní mechanismy, a to zlepšení neuro-regulačních procesů svalové kontrakce a hypertrofie svalových vláken.

2.3.6 Energetické zdroje při vytrvalostní zátěži

Vytrvalostní zátěž probíhá nejčastěji za střední intenzity zatížení. Na začátku středního pracovního zatížení jsou rozhodujícím zdrojem sacharidy, postupně ale nabývají většího významu tuky. Oba tyto zdroje jsou v dostatečné míře k dispozici. Jejich využití závisí na stavu organismu a úrovni adaptace na zátěž. Intenzita metabolismu a výběr látek závisí na koncentraci metabolických hormonů, nejvíce katecholaminů, dále souvisí se vzájemnou protiváhou inzulínu, glukagonu i růstového hormonu (Máček & Radvanský, 2011).

Nejdříve se spaluje svalový glykogen, který ke své fosforylaci nepotřebuje dodat energii ve formě ATP. Po 30-40 minutách, u netrénovaných dříve, se podstatně sníží zásoby glykogenu v pomalých oxidativních svalových vláknech. Svalová vlákna začnou v této fázi více využívat krevní glukózu. Tím metabolismus postupně přechází od čerpání vlastních zásob na čerpání zdrojů dodávaných krevní cestou. V játrech probíhá intenzivní glukogeneze z glycerolu, z volných mastných kyselin, z vyprodukovaného laktátu i z proteinů (Máček & Radvanský, 2011).

Vzájemný poměr využití tuků a sacharidů lze sledovat na změnách poměru energetické výměny. Podíl volných mastných kyselin na celkové energetické přeměně závisí na době trvání a intenzitě zátěže. Při intenzitě 60-70 % VO₂max činí podíl tuků 30-40 %. Při nižší intenzitě nebo delším trvání (až několik hodin) činí podíl tuků 80-90 % (Máček & Radvanský, 2011).

V prvních 10-15 minutách klesá koncentrace laktátu v krvi. To svědčí o jeho vzniku při kyslíkovém deficitu na začátku zátěže a následném jeho zpracování. Podle nejnovějších názorů se laktát zařadil mezi významné energetické zdroje. Laktát metabolizuje především myokard a pracující svaly. Protože laktát proniká stěnami buněk rychleji než glukóza, stává se preferovaným zdrojem energie (Máček & Radvanský, 2011).

2.4 Zdravotně-fyziologické faktory Nordic walking – zahraniční studie

Durch, Ernest a Morss (2002) se ve své studii zabývali porovnáním fyziologických parametrů NW a chůze bez holí v reálných venkovních podmínkách. 11 žen a 11 mužů se zúčastnilo studie porovnávající naměřené fyziologické parametry (spotřebu kyslíku, srdeční frekvenci, energetický výdej) při běžné chůzi a při chůzi s holemi ve venkovních podmínkách. Probandi měli za úkol ujít po 200 m oválu vytyčeném na poli vzdálenost 1600 m. Probandi staří okolo třiceti let byli průměrné kondice, bez nadváhy a vysokého krevního tlaku. Před zahájením výzkumu každý absolvoval zátěžový test. Probandi šli poprvé vzdálenost bez holí a po druhé s holemi. Venkovní teplota se průměrně pohybovala okolo 30 stupňů C. Probandi šli takovou rychlostí, aby se intenzita pohybovala v aerobním pásmu zatížení. Srdeční frekvence byla snímána pomocí sporttestru. Metabolické plyny byly měřeny přenosným nepřímým kalorimetrem.

Výsledky jsou takové, že probandi ušli vzdálenost 1600 m ve stejně dlouhém čase při použití holí i při běžné chůzi. Průměrná rychlost žen byla 5,9 km.h⁻¹, mužů 5,6 km.h⁻¹. Výsledky dále ukazují, že při chůzi s holemi signifikantně vzrostla spotřeba kyslíku, energetická spotřeba i srdeční frekvence v porovnání s chůzí bez holí. Výsledky jsou následující (tab. 1):

Tabulka 1. Naměřené hodnoty spotřeby kyslíku, srdeční frekvence a energetického výdeje

	VO ₂ [ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹]	SF [tep.min ⁻¹]	EC [kcal.min ⁻¹]
Ženy NW	17,9	118,4	5,4
Ženy chůze bez holí	14,9	113,7	4,6
Muži NW	15,5	109,8	6,9
Muži chůze bez holí	12,8	101,6	5,7

Vyjádřeno v procentech: u žen se zvýšila spotřeba kyslíku o 19,9 % a energetické výdeje stouply o 19,3 %. U mužů je zvýšení spotřeby kyslíku o 20 % a energetické výdeje stouply o 21,3 %. A to vše bez postřehnutého zvýšení námahy (Borgova škála), jak subjektivně po výkonu hodnotili probandi.

Figard-Fabre et al. (2010) se zabývali studií fyziologických parametrů u obézních žen středního věku při NW a při chůzi bez holí. Měření se zúčastnilo 11 žen s průměrným BMI 33,14 (SD 3,66) kg.m⁻². Tyto ženy měly 6 měsíců před zahájením měření méně než 1 hodinu pohybové aktivity týdně. Během výzkumu nesměly změnit stravovací ani pohybové návyky. Na začátku výzkumu ženy absolvovaly první část (baterii) testů, které se konaly na běžecím ergometru v laboratorních podmínkách. Měření trvalo 5 minut a bylo dokončeno nástupem metabolického setrvalého stavu (steady state). Rychlost pásu byla všem určena na 4 km.h⁻¹. Probandi prováděli NW a chůzi bez holí na -5 %, 0 % a 5 % sklonu běžecího pásu. Byla jim měřena srdeční frekvence, objem ventilace, spotřeba kyslíku, energetická spotřeba, délka jednoho krokového cyklu a Borgova škála subjektivního hodnocení zátěže.

Následně absolvovaly řízený výukový trénink NW, který se konal 4 týdny (týdně 3 lekce po 45 min.) pod vedením zkušených instruktorů (INWA licence). Po absolvování celého výukového tréninku absolvovaly druhou baterii testů a závěrečné vyšetření do maxima. Během celého výzkumu probandi používali nordic walking hole typu Gabel X₃, Rosá, Italy.

Výsledky vybraných měřených fyziologických parametrů jsou následující (tab. 2):

Tabulka 2. Naměřené hodnoty spotřeby kyslíku, srdeční frekvence a energetického výdeje

	VO ₂ [ml.min ⁻¹] před	VO ₂ [ml.min ⁻¹] po	SF [tep.min ⁻¹] před	SF [tep.min ⁻¹] po	EC [J.kg ⁻¹ .m ⁻¹] před	EC [J.kg ⁻¹ .m ⁻¹] po
-5 % NW	887 ± 239	865 ± 115	100 ± 15	92 ± 5	2.42 ± 0.57	2.33 ± 0.36
-5 % CH	721 ± 203	617 ± 122	91 ± 11	83 ± 6	1.80 ± 0.49	1.38 ± 0.26
0 % NW	1193 ± 229	1174 ± 181	110 ± 13	104 ± 7	3.57 ± 0.50	3.50 ± 0.46
0 % CH	1063 ± 190	998 ± 216	100 ± 11	93 ± 7	3.09 ± 0.41	2.80 ± 0.44
5 % NW	1656 ± 315	1506 ± 283	126 ± 9	118 ± 10	5.27 ± 0.56	4.71 ± 0.72
5 % CH	1552 ± 295	1376 ± 257	118 ± 9	112 ± 10	4.88 ± 0.44	4.21 ± 0.46

Ve studii je zdůrazněn význam vlivu správné techniky provádění NW na fyziologické parametry (viz kapitola 2.2.4). Autoři studie došli k závěru, že při dané rychlosti a sklonu NW se statisticky významně zvýší hodnoty všech fyziologických parametrů v porovnání s chůzí

bez holí (pouze hodnota SF při 5 % sklonu NW je nižší než při chůzi bez holí). A naopak při NW bylo subjektivně hodnocené úsilí sníženo oproti hodnocení chůze bez holí.

Kukkonen-Harjula et al. (2006) testovali u 121 žen tréninkový efekt u rychlostní chůze a NW na kardiovaskulární a neuromuskulární zdatnost. Ženy ve věkové hranici 54 ± 3 roky byly rozděleny do dvou skupin. Skupina NW, začínající počet 64 žen a konečný 54 žen s BMI $25,1 \pm 2,7 \text{ kg.m}^{-1}$ a skupina rychlé chůze, začínající počet 61 a konečný 53 žen s BMI $26,1 \pm 2,7 \text{ kg.m}^{-1}$. 51 žen bylo pod estrogenní léčbou, 11 se léčilo s hypertenzí a 4 s dyslipidemií.

Probandi se zúčastnili 13týdenního tréninku (40 min. 4x týdně) vedeného zkušenými instruktory NW a trenéry rychlostní chůze. Během tréninku probandi pracovali se sporttesty a hlídali si tréninkovou intenzitu 50 % maximální SF. Trénink probíhal ve venkovních prostorách a typ holí používaných pro NW nebyl uveden.

Na začátku a na konci výzkumu se probandi zúčastnili v laboratorních podmínkách stupňovacího testu do maxima a čtyřstupňového testu (odpovídajícího 50 %, 65 %, 80 % a 100 % VO_2max). Byla hodnocena SF, VO_2max , hladina laktátu v krvi po skončení zátěže a subjektivní hodnocení vynaloženého úsilí (Borgova škála). Neuromuskulární zdatnost se hodnotila za pomoci testů (UKK HRF Test Battery), ve kterých se hodnotila např. stabilita na jedné noze, dynamická stabilita při chůzi pozadu, pohyblivost C, C-TH páteře, dřep na jedné noze a dynamická extenze HKK.

Tabulka 3. Získané hodnoty srdeční frekvence, rozdílu maximální spotřeby kyslíku a Borgovy škály

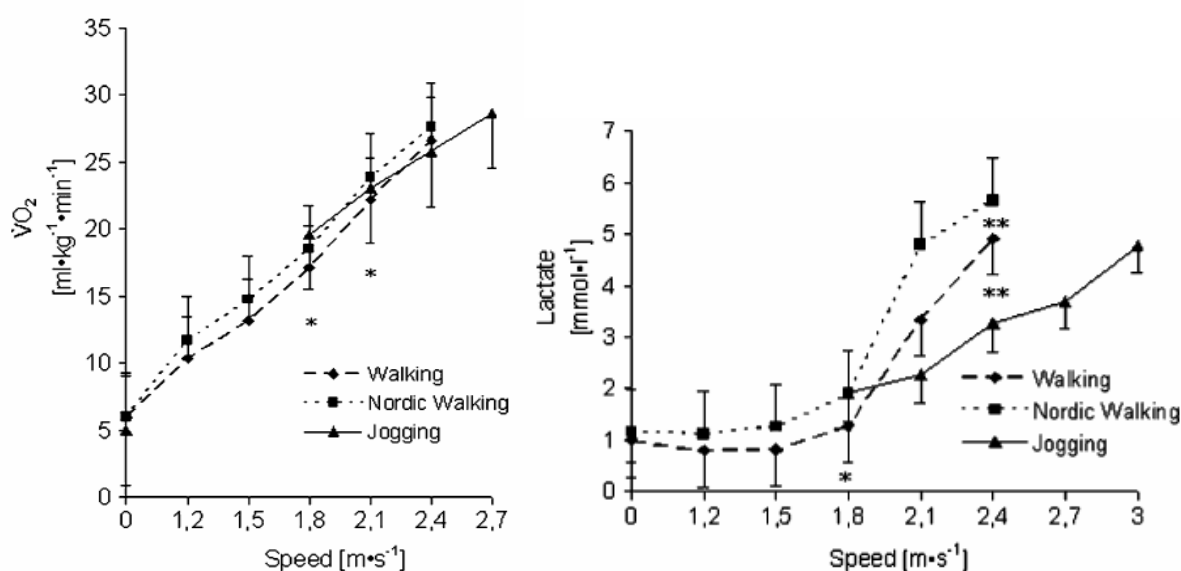
	SF [tep.min ⁻¹]	Rozdíl VO_2max [ml.min ⁻¹ .kg ⁻¹]	Borgova škála
NW	122, 8 (SD 9,9)	2,5	13,6
Rychlá chůze	120,3 (SD 8,7)	2,6	13,7

Při porovnání průměrných hodnot fyziologických parametrů při NW a rychlé chůzi autoři zjistili pouze statisticky nevýznamné rozdíly. Významně se zvýšila pouze síla DK při testu dřepu na jedné noze u skupiny rychlostní chůze. Oba tréninkové programy byly autory označeny za bezpečné s podobným zvyšujícím efektem na kondici probandů.

Schiffer et al. (2006) porovnávali naměřené fyziologické parametry u chůze, NW a běhu. Měření se zúčastnilo 15 zdravých žen středního věku (44 ± 6 let, BMI $22,8 \pm 1,8 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$), které pravidelně sportovali 3x 1 h týdně. Probandi byli aktivními chodci s holemi. Při testování byly použity Exel Nordic Walking hole.

Každý proband se zúčastnil tří stupňovacích testů do maxima a to v náhodně vybraném pořadí chůze, NW a běhu. V jeden den se účastnili pouze jednoho měření. Testovalo se na 400m atletické dráze s umělým povrchem. Dráha byla rozdělena na 50m úseky, které byly označeny i akusticky. Test chůze a NW začínal na rychlosti $4,32 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, po každém úseku 50 m se rychlost zvýšila o $1,08 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, probandi končili na rychlosti $8,64 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Test běhu začínal na rychlosti $6,48 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, po každém 50 m úseku se rychlost zvýšila o $1,08 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a končila na individuálních hodnotách. Probandům byla měřena SF, VO_2 a hladina krevního laktátu po výkonu.

Výsledky jsou zobrazeny na grafech na obrázcích 12 a 13:



Obrázek 12. Závislost rychlosti na spotřebě kyslíku (Schiffer et al., 2006)

Obrázek 13. Závislost rychlosti na hladině krevního laktátu (Schiffer et al., 2006)

V rozmezí rychlosti od $6,48$ do $8,64 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ byly naměřené fyziologické hodnoty při NW statisticky významně zvýšeny o 7-8 % v porovnání s chůzí. Při porovnání hladiny laktátu v krvi při rychlosti $6,48 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ byla hladina vyšší u běhu než u NW, ale při rychlosti $8,64 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ byla hladina laktátu v krvi vyšší u NW, ale i u chůze než při běhu.

Schiffer et al. (2009) se ve své studii zabývali vlivem různých povrchů na fyziologické a silové parametry při NW. Výzkumu se zúčastnilo 13 mladých žen (26 ± 4 roky, váha $58,5 \pm$

4,2 kg, výška $168,1 \pm 4,6$ cm), které byly instruktorky NW. Probandi měli ujít 1,2 km konstantní rychlostí $7,92 \text{ km.h}^{-1}$ na betonovém povrchu, na umělém povrchu atletického stadionu a na travnatém povrchu fotbalového hřiště. Probandi používali speciálně upravené Nordic walking hole se zabudovaným siloměrem pod rukojetí. Probandům byly měřeny silové parametry působící na hole a fyziologické parametry (VO_2 , SF, krevní laktát, Borgova škála subjektivního hodnocení zátěže).

Mezi fyziologickými parametry byl statisticky významný rozdíl naměřen u spotřeby kyslíku VO_2 , kdy se průměrná hodnota pro NW po betonu rovnala $32,1 \pm 2,5 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$, pro NW na umělém povrchu $33,8 \pm 3,1 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$ a pro NW na trávě $36,1 \pm 4,2 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$. U ostatních parametrů (SF, krevní laktát, Borgova škála) nebyly nalezeny signifikantní rozdíly v naměřených hodnotách.

Autoři se domnívají, že za zvýšení spotřeby kyslíku je odpovědná větší práce svalů horních končetin, jak dokazují naměřenými hodnotami průměrné působící síly na hole při NW. Průměrná síla působící na hole při NW na travnatém povrchu je $43,3 \pm 13,7 \text{ N}$, na umělém povrchu $41,8 \pm 14,6 \text{ N}$ a na betonovém povrchu $36,5 \pm 12,5 \text{ N}$.

Perrey a Fabre (2008) se zabývali porovnáním získaných fyziologických parametrů chůze bez holí a chůze s holemi do kopce 15 %, po rovině 0 % a z kopce -15 %. Výzkumu se zúčastnilo 12 dobrovolníků, 7 žen a 5 mužů (22-49 let, BMI $21,4 \pm 3,6 \text{ kg.m}^{-2}$). NW provozovali pravidelně alespoň 2x týdně 30 min. jako volnočasovou aktivitu. Při měření byly použity trekové hole model Tibet antishock, McKinley, Italy.

Probandi se zúčastnili 12 měření po 10 min. na běžeckém ergometru (laboratorní podmínky), a to 1x 3 sklony s holemi, 1x 3 sklony bez holí, 1x 3 sklony s nošením 15 % hmotnosti jedince v batohu na zádech s holemi a 1x 3 sklony s nošením 15 % hmotnosti jedince v batohu na zádech bez holí. Probandům byla měřena srdeční frekvence, objem ventilace, spotřeba kyslíku, energetický výdej, dechová frekvence, kroková frekvence a Borgova škála. Průměrná rychlost dosahovala $4,5 \pm 0,6 \text{ km.h}^{-1}$ z kopce, $4,7 \pm 0,6 \text{ km.h}^{-1}$ po rovině a $4,1 \pm 0,6 \text{ km.h}^{-1}$ do kopce.

Energetický výdej a objem ventilace vzrůstali signifikantně s procenty sklonu a nesenou váhou jak u chůze s holemi, tak i u chůze bez holí. Spotřeba kyslíku a energetický výdej u chůze s holemi byl vyšší pouze při chůzi do kopce. Nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi hodnotami srdeční frekvence, Borgovy škály a preferované rychlosti mezi chůzí s holemi a chůzí bez holí. Byl zde nalezen signifikantní vztah mezi koeficientem R ($R = \text{frekvence kroků} / \text{frekvence dechů}$, $R = 0,83$) a energetickým výdejem.

Jürinäl et al. (2009) zkoumali vliv rozdílné intenzity zatížení při NW na změny fyziologických parametrů při cvičení mladých žen s rozdílnou aerobní kapacitou. Výzkumu se zúčastnilo 28 žen (19-24 let, BMI $21 \pm 2,3 \text{ kg.m}^{-2}$), které byly rozděleny do tří skupin podle naměřené VO_2max . V první skupině bylo 8 žen s VO_2max větší než $46 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$, v druhé skupině bylo 12 žen s VO_2max v rozmezí $41\text{-}46 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$ a ve třetí skupině bylo 8 žen s VO_2max menší než $41 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$.

Probandi se zúčastnili 4 měření na vnitřní 200m trati s umělým povrchem. Jejich úkolem bylo ujít 1 km NW v tempu pomalé chůze, obvyklou rychlostí chůze, rychlé chůze a maximální možné rychlosti chůze s holemi. Během chůze byly měřeny běžné respirační a kardiovaskulární parametry a po skončení zátěže probandi uváděli subjektivní hodnocení stupně zatížení (Borgova škála).

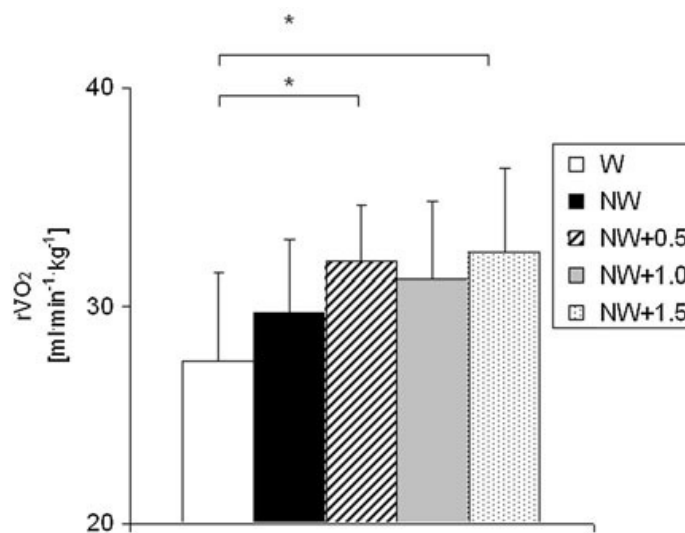
Při NW maximální možnou rychlostí (průměr max. rychlosti $7,4 \pm 0,4 - 7,5 \pm 0,6 \text{ km.h}^{-1}$) byla spotřeba kyslíku u 2. a 3. skupiny shodná (bez signifikantních rozdílů) se spotřebou kyslíku naměřenou v anaerobním prahu IVT (2. skupina $94,9 \pm 17,5 \%$, 3. skupina $99,4 \pm 15,5 \%$ z IVT). Naopak u 1. skupiny byla spotřeba kyslíku signifikantně nižší při porovnání se spotřebou kyslíku v anaerobním prahu (1. skupina $75,5 \pm 8,0 \%$ z IVT). Hodnoty průměrné srdeční frekvence pro max. možnou rychlost NW odpovídají poměru spotřeby kyslíku v $\%$ IVT (1. skupina $151,6 \pm 12,5 \text{ tep.min}^{-1}$, 2. skupina $169 \pm 10,3 \text{ tep.min}^{-1}$ a 3. skupina $173,1 \pm 15,8 \text{ tep.min}^{-1}$). Hodnoty uvedené na Borgově škále byly u všech skupin podhodnoceny.

Autoři zjistili, že NW je přijatelné cvičení pro mladé ženy, ale musí být provozován v intenzitě zatížení závislé na zjištěné VO_2max . Obecně ženám s nižší hodnotou VO_2max (2. a 3. skupina) doporučili trénovat NW rychlostí se subjektivní hodnotou „rychlé chůze“ a ženy s vyšší hodnotou VO_2max (1. skupina) by měly trénovat NW rychlostí subjektivně hodnocenou jako „maximální možná rychlost chůze“.

Schiffer et al. (2010) zkoumali projev rozdílné váhy holí při NW na naměřených fyziologických a biomechanických parametrech. Měření se účastnilo 12 žen (21 ± 2 let, BMI $21,79 \pm 0,8 \text{ kg.m}^{-2}$), které byly instruktorky NW. Měření probíhalo na 400 m dlouhé dráze s umělým povrchem. V náhodném pořadí se probandi účastnili 7min. testů normální chůze, NW s běžnými holemi, NW s holemi 0,5 kg, NW s holemi 1 kg a NW s holemi 1,5 kg při stejné rychlosti $7,2 \text{ km.h}^{-1}$. Probandům byla měřena SF, VO_2 a po dokončení pohybové aktivity hodnota krevního laktátu a subjektivně vnímané zatížení (Borgova škála). Silové

parametry se získávaly ze siloměru zabudovaného v holích a záznam o aktivitě pracujících svalů horních končetin snímal bipolární EMG.

Výsledky ukázaly statisticky významné zvýšení hodnot $\dot{V}O_2$ při NW s holemi 0,5 kg a NW s holemi 1,5 kg oproti normální chůzi a NW s běžnými holemi. Hodnoty krevního laktátu byly statisticky významně zvýšeny pouze u NW s holemi 1,5 kg oproti běžné chůzi a NW s běžnými holemi. Získané hodnoty $\dot{V}O_2$ jsou zaneseny v grafu na obrázku 14.



Obrázek 14. Získané hodnoty spotřeby kyslíku (Schiffer et al., 2010)

Autoři zjistili, že nebyl prokázán velký efekt na změny fyziologických a biomechanických parametrů při použití přidané váhy NW holí, a proto doporučují dodatečná závaží při provádění NW nepoužívat.

Hansen a Smith (2009) se zabývali problematikou, jak jsou při NW ovlivněny fyziologické parametry při použití různě dlouhých holí. Měření se zúčastnilo 12 probandů, 1 muž a 11 žen ($50,6 \pm 2,4$ let, $67,0 \pm 2,7$ kg, $43,4 \pm 2,8$ ml.min⁻¹.kg⁻¹ $\dot{V}O_{2max}$), kteří byli členy klubu NW. Každý proband absolvoval měření s vlastními holemi (ideální délka hole) a s teleskopickými holemi (SWIX, Lillehumner, Norway), které byly o 7,5 cm kratší.

Měření probíhalo 3 dny v laboratoři na běžeckém ergometru. Rychlost si každý určil sám, tak aby odpovídala běžné rychlosti při venkovním tréninku. První den probíhalo měření takto:

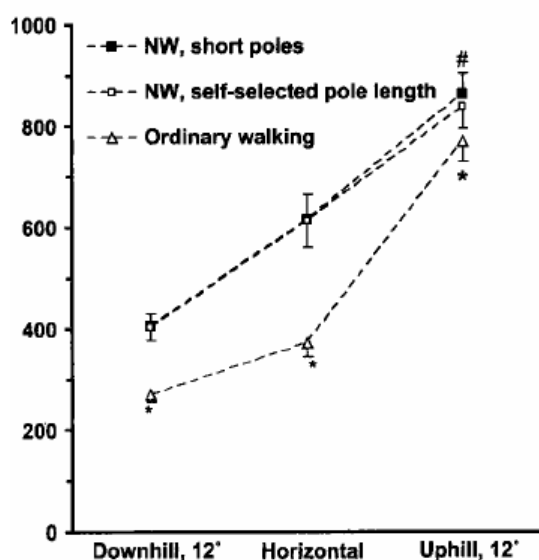
- sklon pásu - 12 % (z kopce): 5 min chůze, 5 min NW s vlastními holemi, 5 min NW s krátkými holemi, následuje 6 min pauza
- sklon pásu 0 % (po rovině): 5 min chůze, 5 min NW s vlastními holemi, 5 min NW s krátkými holemi, následuje 6 min pauza

- sklon pásu 12 % (do kopce): 5 min chůze, 5 min NW s vlastními holemi, 5 min NW s krátkými holemi.

Druhý den probíhal zátěžový test do maxima (chůze, stejná rychlost pásu, po 1 min se měnil sklon pásu o 1 %). Třetí den se konal zátěžový test do maxima (běh, po 1 min se měnil sklon pásu o 1 % a rychlost pásu o 1 km.h⁻¹).

Na fyziologických parametrech naměřených na 12 % sklonu běžeckého pásu bylo patrné statisticky významné zvýšení hodnot o 3 % při NW s kratší délkou holí v porovnání s hodnotami získanými při NW s ideální délkou holí, avšak podle subjektivního hodnocení probandů nebyl významný rozdíl v komfortu NW s kratší délkou holí v porovnání s NW s ideální délkou holí.

Dále výsledky ukázaly, že na 0 % sklonu běžícího pásu je energetický výdej o 67% vyšší při NW než při chůzi bez holí. Rozdíl v energetickém výdeji mezi NW a chůzí bez holí byl již menší na sklonech -12 % a 12%, jak je graficky znázorněno na obrázku 15.



Obrázek 15. Velikost vykonané práce (Hansen & Smith, 2009)

2.5 Nordic walking v rehabilitační praxi

NW i přes určité riziko spojené se zvýšenými nároky na kardiopulmonální systém je oblíbenou součástí kondičních programů při prevenci a terapii interních onemocnění (kardiovaskulární a metabolická onemocnění) (Stejskal & Vystrčil, 2005). Dále bývá součástí rehabilitačních plánů u pacientů s ortopedickými, revmatickými a neurologickými nemocemi a také u pacientů s obezitou a s dekondíci. Navzdory tělesným omezením přispívá NW ke zvýšení kvality života pacientů (Mommertová-Jauchová, 2009).

2.5.1 Využití NW v léčbě kardiovaskulárních a metabolických onemocnění

V dnešní době je za nejčastější onemocnění označovaná civilizační choroba, odborníky nazývaná metabolický kardiovaskulární syndrom. Jeho součástí jsou velmi dobře známé choroby: hypertenze, centrální obezita, redukováná glukózová tolerance, později diabetes mellitus II. typu, dyslipoproteinemie, vysoká hladina cholesterolu v krvi, porucha srážlivosti krve, zvýšená aktivita sympatiku vyprovokovaná nadměrným stresem a hypokynézou, to vše vede k ateroskleróze cév a vzniku mnoha srdečních a cévních onemocnění (Stejskal, 2004).

Pomocí NW se netrénuje pouze pohybový aparát, ale také srdce a krevní oběh. NW má pozitivní vliv na kardiovaskulární systém, jak je uvedeno v části 3.4 Zdravotně-fyziologické faktory Nordic walking – zahraniční studie. Jak uvádí Stejskal a Vyskočil (2005) nejčastěji se s klinickým využitím NW setkáváme v kardiální rehabilitaci pacientů např. po infarktu myokardu. V porovnání se svižnou chůzí je u NW prováděného stejnou rychlostí zřetelné zvýšení intenzity zatížení organismu (zvýšení TF a VO_2) bez známek poruch rytmu nebo ischemie myokardu.

K opačným závěrům došli Kocur et al. (2009), kteří se zabývali vlivem NW jako časně rehabilitační pohybové léčby na pracovní kapacitu a tělesnou zdatnost u pacientů po akutním koronárním syndromu. Pacienti byli rozděleni do tří skupin: první skupina provozovala NW pod vedením instruktora 5x týdně (40 pacientů v průměrném věku 51,4 let, 19,2 dnů po prodělání akutního koronárního syndromu), druhá skupina trénovala rychlou chůzi 5x týdně (20 pacientů v průměrném věku 51,3 let, 19,8 dnů po prodělání akutního koronárního syndromu) a třetí kontrolní skupina podstoupila běžnou rehabilitační léčbu (skupinová cvičení, ergometr), (20 pacientů v průměrném věku 54,5 let, 18,8 dnů po prodělání akutního

koronárního syndromu). U pacientů byla měřena maximální srdeční pracovní kapacita, získaná z dat získaných při elektrokardiografických zátěžových testech, a také byl sledován vzrůst tělesné zdatnosti pomocí speciální baterie funkčních testů (Fulleren Functional Fitness Test).

Po skončení třítydenního rehabilitačního programu měla NW skupina signifikantně vyšší naměřené pracovní kapacity, než jaké dosáhla kontrolní skupina. Při porovnání pracovních kapacit pacientů ze skupiny NW a ze skupiny trénující rychlou chůzi nebyly zjištěny statisticky významné odchylky. Tělesná zdatnost byla signifikantně vyšší u skupiny NW i u skupiny trénující rychlou chůzi. Autoři dospěli k závěru, že NW je ideální kondiční cvičení v kardiální rehabilitaci, stejně jako rychlá chůze.

V minulých letech byl proveden klinický experiment, který zkoumal vliv NW na vnímání kvality života pacientů s klaudikacemi (obliterující ateroskleróza tepen dolních končetin). Studie jednoznačně potvrzuje, že NW hole umožní pacientům jít rychleji a ujít delší vzdálenost a že dlouhodobým tréninkem NW se docílí většího zlepšení zátěžové tolerance pacientů s intermitentními klaudikacemi než dlouhodobým tréninkem chůze. Komentář Jivegård (2008) je k závěrům studie zmíněných autorů značně skeptický. Vytýká jim, že pro svůj výzkum vybírali zdatnější pacienty, kteří jsou schopni jít 20 minut při sklonu pásu 4 % bez projevu klaudikačních symptomů. Navrhuje provést další studie, které by se zaměřily na širší spektrum pacientů s intermitentními klaudikacemi.

Gram et al. (2010) se ve svém výzkumu zabývali otázkou, jaký vliv má NW a cvičení v posilovně na zdravotní stav pacientů s diabetem mellitem II. typu. Výzkumu se zúčastnilo 68 dospělých osob registrovaných v centru léčby diabetes mellitus II. typu. Byli rozděleni do tří skupin. První skupina absolvovala pod vedením fyzioterapeuta 4měsíční NW pohybovou terapii (2 měsíce 2x týdně, druhé dva měsíce 1x týdně 45 minut). Druhá skupina absolvovala 3x týdně 30 minut po dobu 4 měsíců pohybový trénink na přístrojích v posilovně. Obě cvičení probíhala v intenzitě větší než 40 % VO_2max . Třetí skupina byla kontrolní.

Výzkum ukázal, že žádný ze sledovaných parametrů (např. hodnota glukózové tolerance, krevní tlak, množství HDL cholesterolu, atd.) nebyl statisticky významně změněn u obou skupin. U NW družstva bylo zaznamenáno celkové snížení tuku a zmenšení obvodu boků, ale oba tyto parametry nebyly změněny se statisticky významnou odchylkou. Autoři se domnívají, že pro úspěšný léčebný pohybový program je nutné, aby byl doprovázen změnou životního stylu s celkovým zvýšením kvality života.

2.5.2 Využití NW v léčbě ortopedických onemocnění

Nordic walking se stal oblíbenou pohybovou aktivitou zejména starší populace lidí, která se potýká s různými zdravotními potížemi. Jedním velkým okruhem jsou ortopedické potíže v čele s osteoartrózou nosných kloubů. Setkáváme se s názory, že NW přispívá k odlehčení a zlepšení funkční hybnosti nosných kloubů DKK. Cíleným svalovým cvičením při NW se vytváří dostatek kloubního vaziva, což zabrání přílišnému namáhání kloubu. Pomocí NW se snižuje bolestivost svalů uložených kolem postižených kloubů. Namáháním kloubu v tahu a tlaku se docílí lepšího prokrvení a následné lepší regenerace daných svalů. Správnou technikou NW se trénují i malé, hluboko uložené svalové skupiny, které přispívají ke zvýšení stability kloubu (Mommertová -Jauchová, 2009).

Samotnou otázkou, zda při NW dochází k odlehčení nosných kloubů DKK (zejména kolenních kloubů), se ve své studii zabývali Hansen et al. (2008). Výzkumu se zúčastnilo 7 instruktorek NW. Data byla měřena v biomechanické laboratoři 3D analyzátozem chůze a tlakovou plošinou.

Nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly ve velikosti zatížení kolenních kloubů (kompresní a smykové síly) při NW v porovnání s rychlou chůzí. Byly nalezeny signifikantní rozdíly ve velikosti rozsahu pohybu FL kolenního kloubu (NW $32,5 \pm 6^\circ$, chůze $28,2 \pm 4,2^\circ$) a rotace pánve (NW $64,4 \pm 10,2^\circ$, chůze $57,8 \pm 9,7^\circ$). Naměřené hodnoty jsou ve vzájemném vztahu s prodlouženou délkou kroku (NW 0,95 m, chůze 0,85 m).

Výsledky ukázaly, že při NW nedochází k biomechanickému odlehčení kolenních kloubů v porovnání s rychlou chůzí.

Stief et al. (2008) ve své studii klasifikovali rozdíl zatížení kloubů dolních končetin během NW, chůze a běhu. Výzkumu se zúčastnilo 15 mužů. Probandi provozovali NW alespoň dva roky, a to nejméně 16 km za týden. Data byla měřena v biomechanické laboratoři 3D analyzátozem chůze a tlakovou plošinou.

Bylo zjištěno statisticky významné zvětšení rozsahu pohybu kolenního kloubu ve všech rovinách při NW v porovnání s chůzí a během. Při došlapu je signifikantně větší EX kolenních kloubů, také rozsah pohybu v transverzální rovině do VR a ZR je výrazně větší při NW než při chůzi či běhu.

Zvětšená EX kolenních kloubů při NW v porovnání s chůzí je vysvětlena větší FL v hlezenním a kyčelním kloubu při došlapu (dopadu paty na podložku). Větší FL způsobuje delší krok. Delší krok zapříčinil i zvýšení addukčního úhlu DKK.

Výsledky ukázaly, že NW nepřináší žádné biomechanické výhody pro DKK. Autoři nedoporučují NW jako vhodnou pohybovou aktivitu lidem, kteří hledají biomechanické odlehčení dolních končetin (např. obezita, časné stavy po ortopedických operacích, osteoartróza). Autoři navrhují úpravu techniky např. zkrácení délky kroku.

Dále se NW využívá v boji proti osteoporóze, kde cíleným tréninkem dosáhneme vyšší pevnosti a odolnosti kostí (nejvíce u žen v menopauze). Zabráníme tak zlomeninám kostí, ale i úrazům svalů, šlach a vazů (Mommertová -Jauchová, 2009).

Kračmar, Tlašková a Mrůzková (2008) ve své studii zjišťovali variabilitu timingu zapojení m. biceps brachii (caput longum), m. triceps brachii (caput longum) a m. latissimus dorsi při chůzi a NW. Z výsledků vyplývá, že u volné chůze, kdy HKK neměly na akru žádné punctum fixum, je variabilita provedení timingu daných svalů vysoká na hladině 48 %. Při NW, kdy se vytvořilo nové punctum fixum, se sjednotila práce pletence ramenního a variabilita timingu daných svalů se snížila na 14,2 % (dále rozvedeno v diskuzi). Díky tomuto zjištění autoři dospěli k závěru, že NW je ideální pohybovou aktivitou po ukončené rehabilitaci při akutních či chronických obtížích v oblasti paží, pletence ramenního a trupu.

2.5.3 Využití NW v léčbě neurologických onemocnění

Hartvigsen, Morso a Manniche (2010) se ve své studii zaměřili na efektivitu NW při léčbě chronické bolesti zad (low back pain). Výzkumu se zúčastnilo 151 pacientů, kteří byli rozděleni do tří skupin. První skupina měla cílené tréninky vedené instruktorem NW 2x týdně po dobu 8 týdnů, druhá skupina byla pouze proškolená a byl jim doporučen tréninkový plán a třetí skupině byly poskytnuty v centru léčby bolesti rady, jak a kdy mají NW provozovat. Pacienti hodnotili na škále bolesti a hendikepu (disability, funkční škála) své obtíže v průběhu celého výzkumu.

Výsledek testování prokázal, že došlo k subjektivnímu zlepšení stavu u všech pacientů s nepatrným klinickým efektem. Dále nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi měřenými skupinami pro hodnocení bolesti a hendikepu. Pouze u skupiny vedené NW instruktorem byla po ukončení testování pozorována snížená spotřeba analgetik po dobu 8 týdnů v porovnání se zbylými skupinami.

Autoři došli k závěru, že není důležité u pacientů s chronickou bolestí zad provozovat NW pod vedením instruktora nebo jím být proškolen, ale je velmi důležité zůstat aktivní. Dále poukazují na výhody NW, a to zejména na jeho pozitivní vliv na kardiovaskulární systém a na

psychické ladění pacienta. Ve své studii zdůrazňují, že nebyly nalezeny během výzkumu žádné negativní efekty NW na zdraví pacientů. Proto doporučují NW jako bezpečnou a levnou pohybovou aktivitu pro pacienty s chronickou bolestí zad.

Eijkeren, F. et al (2009) se ve svém výzkumu zabývali zlepšením pohyblivosti a vytrvalosti chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí po absolvování 6týdenní pohybové léčby pomocí NW. Výzkumu se zúčastnilo 19 pacientů. Pomocí motorických testů jim byl zhodnocen počáteční stav, stav bezprostředně po ukončení pohybového tréninku (2x týdně jedna hodina) a stav po 5 měsících od ukončení tréninku. Během výzkumu se neměnila jejich farmakologická ani rehabilitační léčba.

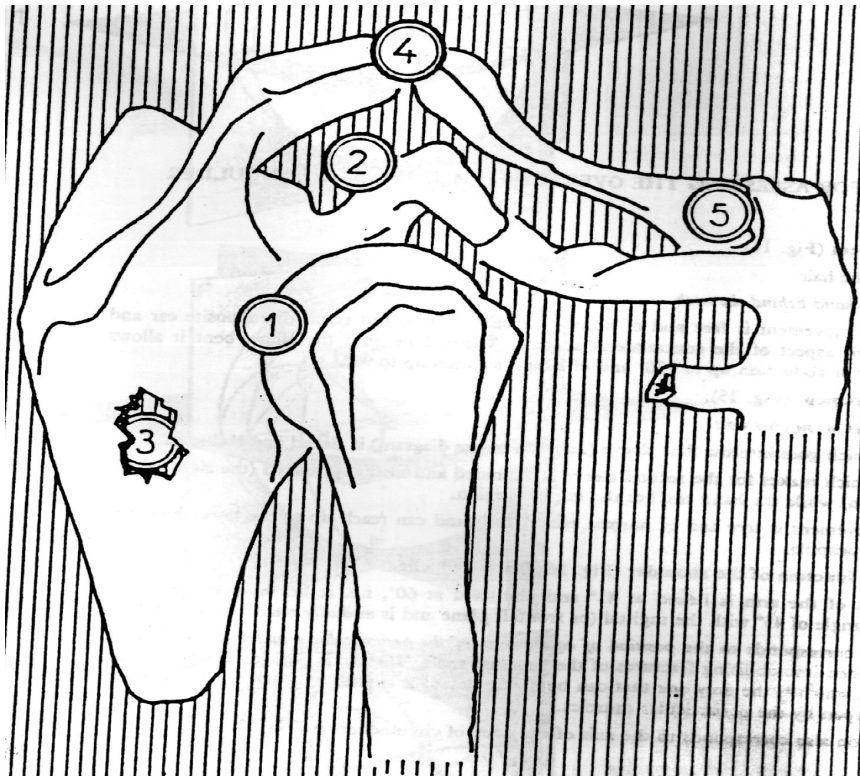
Autoři zaznamenali bezprostředně po ukončení tréninku NW signifikantní zlepšení motoriky chůze, její rychlosti a koordinace a ujitě vzdálenosti. U pacientů se prokázalo celkové zvýšení kvality života. Autoři pokládají za důležité, že tyto výsledky přetrvaly i po 5 měsících po ukončení tréninku NW. Došlo k pozitivnímu ovlivnění životního stylu pacientů a zvýšení jejich pohybové aktivity. Dále uvádějí, že při tréninku NW nebyly zaznamenány žádné negativní vlivy na zdravotní stav pacientů, proto považují NW za bezpečnou, efektivní a zábavnou formu cesty vedoucí k redukci fyzické inaktivity u pacientů s Parkinsonovou chorobou.

2.6 Nordic walking zapojuje do lokomoce pletenec ramenní

Pletenec ramenní člověka prošel velkými vývojovými změnami, zejména ve smyslu morfologického uspořádání. Velké změny byly také zaznamenány v oblasti neuromotorického řízení. Nejprve zastával ramenní kloub opěrnou a lokomoční funkci a postupně docílil k řízení funkcí mnohem složitějších a diferencovanějších. Ramenní pletenec, horní končetina a ruka se staly jedním z hlavních prostředků, které zajišťují interakce s okolním prostředím (Mayer & Smékal, 2005).

Ramenní pletenec se připojuje k trupu pomocí pravých a nepravých (funkčních) kloubních spojení. Za klouby pravé jsou označovány klouby glenohumerální, akromioklavikulární a sternoklavikulární. Svalový závěs, pomocí něhož je lopatka připojena k hrudní stěně, je označován jako kloub nepravý. Mezi ně patří funkční kloubní spojení skapulothorakální a subakromiální. Jde o spoje, které zvyšují pohyblivost celé horní končetiny. Tato úprava pletence ramenního předurčuje přetížení celého svalového závěsu (Kolář, 2009, Kapandji, 1982). Janda (2004) připojuje syndesmotické korakoklavikulární spojení.

V ramenním kloubu dochází k pohybům ve třech osách (FL 150-170°/ EX 40°, ABD 180°/ADD 20-40°, ZR 60°/VR 60°). Maximální rozsah pohybů je možný jen za souasných pohybů ve všech (pravých i nepravých) kloubech ramenního pletence. Při běžných denních činnostech používáme kombinaci všech pohybů najednou. Optimální provedení daného pohybu je závislé i na pozici trupu a pánevního pletence (Kolář, 2009, Kapandji, 1982).



Vysvětlivky: 1- glenohumerální kloub, 2- subakromiální skloubení, 3- skapulothorakální skloubení, 4- akromioklavikulární skloubení, 5- sternoklavikulární skloubení

Obrázek 16. Pravé a nepravé klouby ramenního pletence (Kapandji, 1982)

2.6.1 Ramenní pletenec - fylogeneze

Autoři J. F. Meckel a Karl von Baer v 19. století vyslovili myšlenku (princip první koncepce rekapitulace), že vývoj jedince sleduje stejnou zákonitost jako vývoj celých živočišných sérií. Vyšší živočich si prochází během ontogeneze stádii, která leží pod ním. Názor na fylogenezi jako evoluci ontogenezí se stal částí odborné veřejnosti uznávaný až v poslední době (Krobot, Míková & Bastlová, 2004).

Arboreální savci využívají horní končetiny k obratnostnímu i silovému pohybu ve větvích stromů. Přední končetiny jsou delší s maximálně volným připojením k trupu a s plošně rozsáhlejší lopatkou (mohutnější úpony svalů). K těmto savcům patří všichni primáti.

Arboreální pohyb zahrnuje kombinaci pohybových schopností pletence lopatkového - ramenního (silový pohyb za účelem přitažení a zavěšení - brachiace) a dovedností akrálních částí přední (horní) končetiny (zachycení a úchop) (Krobot, Míková & Bastlová, 2004).

S postupnou vertikalizací hominidů se měnila konfigurace hrudního koše od jehlovitě úzkého s větším rozšířením v sagitální rovině až po klenutý hrudník současného člověka (předozadně oploštělý). Tento děj úzce souvisí s vývojem axilárních muskuloskeletárních struktur a s utvářením meziobratlových spojení a vznikem napřímené páteře se dvěma křivkami (Krobot, Míková & Bastlová, 2004).

Nastává adaptace svalového závěsu lopatky, tj. periferní úpony svalů se dostávají v průběhu fylogeneze dále do periferie a dále od osy otáčení. Nejvíce se posouvají úpony scapulohumerálních svalů, nejdále úpon m. deltoideus (Krobot, Míková & Bastlová, 2004).

Délka HKK se zkracuje spolu s vývojovou redukcí torze humeru. U současného dospělého člověka je pootočení humeru ze všech hominidů nejmenší – pod 16°. U jedinců s napřímenou posturou zaznamenala lopatka posun mediokaudálně, směrem k pánevním pletencům. Dále se prodloužila clavicula, prodloužil se akromion i proc. coracoideus a zmenšila se kraniální orientace cavitas glenoidalis (Krobot, Míková & Bastlová, 2004).

2.6.2 Nordic walking - pohled vývojové kineziologie

Severská chůze představuje jednoduchou pohybovou aktivitu využívající k prosté chůzi i svalstvo horních končetin. Z kineziologického pohledu se bipedální chůze stává chůzí kvadrupedální, neboť se díky holím vytvořilo další punctum fixum na akru horní končetiny. Kračmar, Tlašková a Mrůzková (2008) jsou toho názoru, že chůze s holemi je lokomocí ve vertikále, kdy se lokomoční režim vrací směrem ke kvadrupedii. I přes odlišnost polohy trupu zde nachází některé styčné body, které je vedly k myšlence vztáhnout kineziologický obsah pohybu pletence ramenního při NW ke kineziologickému obsahu pohybu reflexního plazení jako k obecně uznávanému paradigmatu.

Pohybový vzor reflexního plazení v lidské ontogenezi přímo nenajdeme, ale nalzáme jeho ekvivalenty ve spontánním plazení, lezení po čtyřech. Lidský jedinec totiž prochází ve svém vývoji lokomoční formou, nazvanou bazální kvadrupedie. Pohyb je zajištěn přes ramenní pletenec i pletenec pánevní. Punctum fixum se střídá s punctum mobilum v průběhu bazální kvadrupedie na horních i dolních končetinách (Kračmar, Vystrčilová & Psotová, 2007).

Lokomoční funkce ramenního pletence se ve čtvrtém trimenonu stává z lidského pohledu funkcí sekundární. Primární funkcí se stává úchop a manipulace s předměty, což je pokládáno za humanizační prvek (Véle, 2006). Lokomoční funkce horních končetin nemizí,

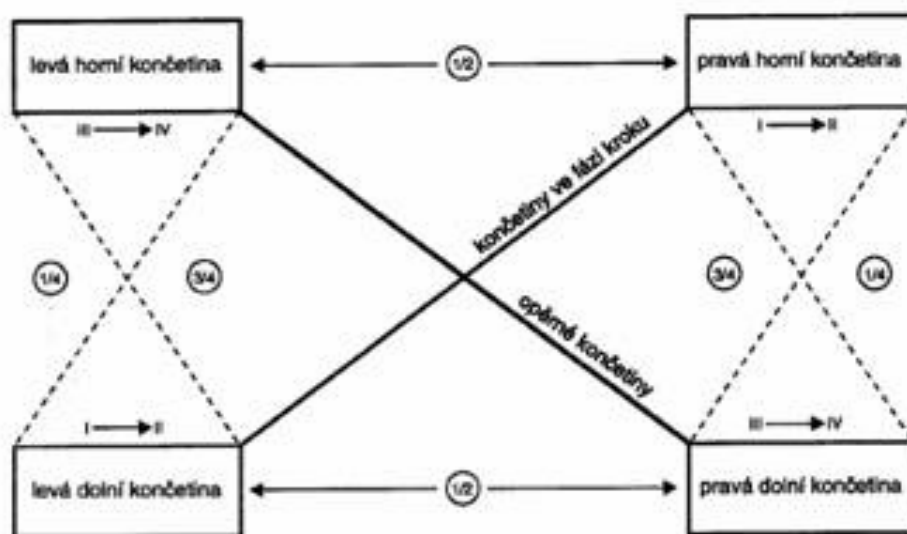
pouze se překrývá a často bývá zpětně využita v různých formách sportovních a rekreačních aktivit, jako je např. lezení na umělé stěně, plavání, veslování, běh na lyžích, Nordic walking atd. (Kračmar et al., 2007).

2.6.3 Reflexní lokomoce – reflexní plazení

Díky dynamice svalových souher ve volné bipedální chůzi nebo lezení po čtyřech u malého dítěte vidíme paralelu reflexní lokomoce – reflexního plazení. V motorické ontogenezi se vyskytují vzory vzpřímení a vzory pohybu vpřed (cílená motorika), které lze identifikovat jako částečné vzory reflexního pohybu vpřed. Jinými slovy, v motorické ontogenezi jsou obsaženy všechny základní složky reflexního pohybu vpřed jako dílčí vzory a projevují se v přesných svalových souhrách (Vojta & Peters, 1995).

Pro všechny vzory pohybu vpřed, které se vyvinou v lidské ontogenezi, platí tyto zákonitosti: vyvážené automatické řízení polohy těla (posturální reaktibilita), změna těžiště trupu a vzpřímení trupu proti gravitaci a fázická aktivita svalů s daným úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a osovým orgánem (hlava, páteř) (Vojta & Peters, 1995).

Chůze, lezení po čtyřech a také reflexní plazení jsou pohyby vpřed, které probíhají ve zkříženém koordinačním vzoru. Krokový cyklus má čtyři fáze (obr. 17): flexní fáze, relaxační fáze, opěrná fáze (stoj) a odrazová fáze. Tyto fáze se opakují vždy ve stejném sledu v recipročním vzoru na všech čtyřech končetinách (horní končetiny se pohybují o něco dříve než dolní končetiny) (Vojta & Peters, 1995).



Obrázek 17. krokový cyklus ve zkříženém vzoru (Vojta & Peters, 1995)

Při koordinovaném pohybu vpřed prostřednictvím přenášení těžiště těla přejímají končetiny oporovou funkci. Opěrný bod, končetina, bude znamenat pevný bod – punctum fixum. Osový orgán bude vzhledem k tělu mobilní. Tento děj je zajištěn díky funkci ramenního a pánevního pletence. Tělo je přenášeno z místa opory na místo druhé opory. Je-li tělo punctum mobile a pohybuje-li se k pevnému bodu na končetině, musí muskulatura v klíčových kloubech vykonávat distální tah ke svým úponům. Distální směr tahu svalu je nevyhnutelným předpokladem lokomoce (Vojta & Peters, 1995).

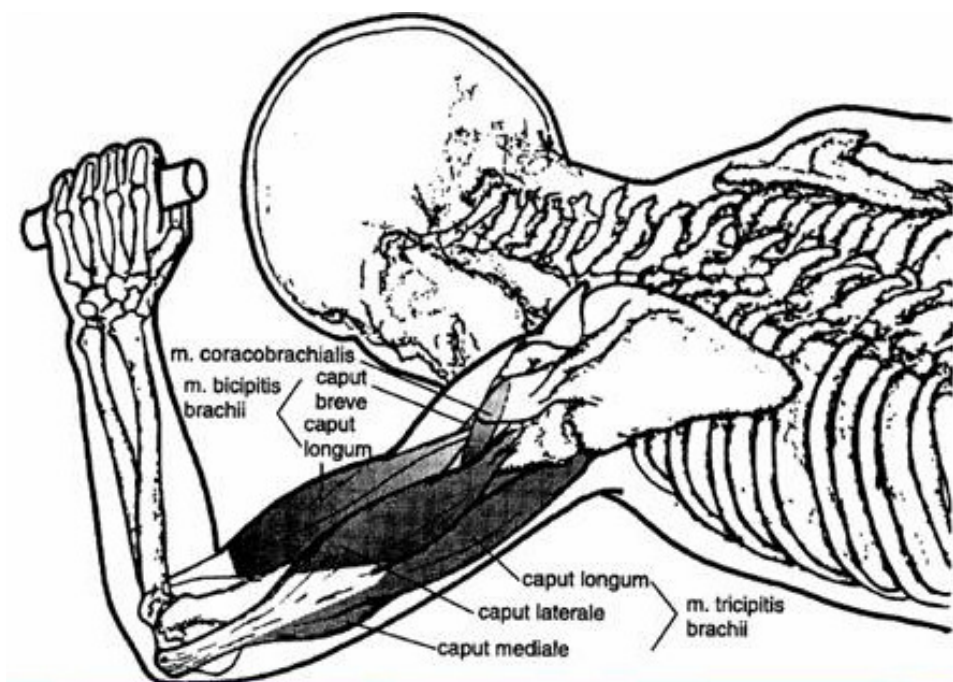
Reflexní plazení se neobjevuje u dítěte spontánně. Bereme ho za umělý vzor pohybu vpřed, který je jen reflexně vybavitelný (Vojta & Peters, 1995).

Pohyb záhlavní horní končetiny (opěrná – stojná fáze kroku):

Čelistní horní končetina při RP vykonává opěrnou funkci pro trup. Ramenní pletenec se vzpřimuje proti gravitaci. Osový orgán (hlava, trup) se pohybuje přes ramenní kloub (stáčecí mechanismus). Směr tahu svalů je distální, tj. k opěrnému bodu (loket). Vzpřímení těla a posun osového orgánu směrem k opěrnému bodu jsou zajištěny díky svalové dynamické stabilitě (Vojta & Peters, 1995).

Na čelistní HK pracují dorzálně uložené svaly jako vzpřimovače a rotátory trupu. Na jednotlivé obratle má rotační vliv mm. rhomboidei a m. trapezius (pars transversalia et pars ascendens). Tím dojde k aktivaci autochtonních svalů této oblasti. Extenze páteře vzniká aktivací m. trapezius (pars ascendens) a m. serratus posterior inferior (Vojta & Peters, 1995).

Ventrálně uložené svaly pracují antigravitační funkcí díky vzniklé synergii m. subscapularis a m. pectoralis major. Lokomoční funkci na trup mají díky koaktivaci m. biceps brachii - caput longum a m. triceps brachii - caput longum (pohyb fosa glenoidalis na hlavici humeru – klouzavý, kraniálně, dopředu směřující pohyb). Synergisticky k této funkci pracují svaly m. coracobrachialis a m. biceps brachii - caput breve, které táhnou lopatku za processus coracoideus přes hlavici humeru (Vojta & Peters, 1995).



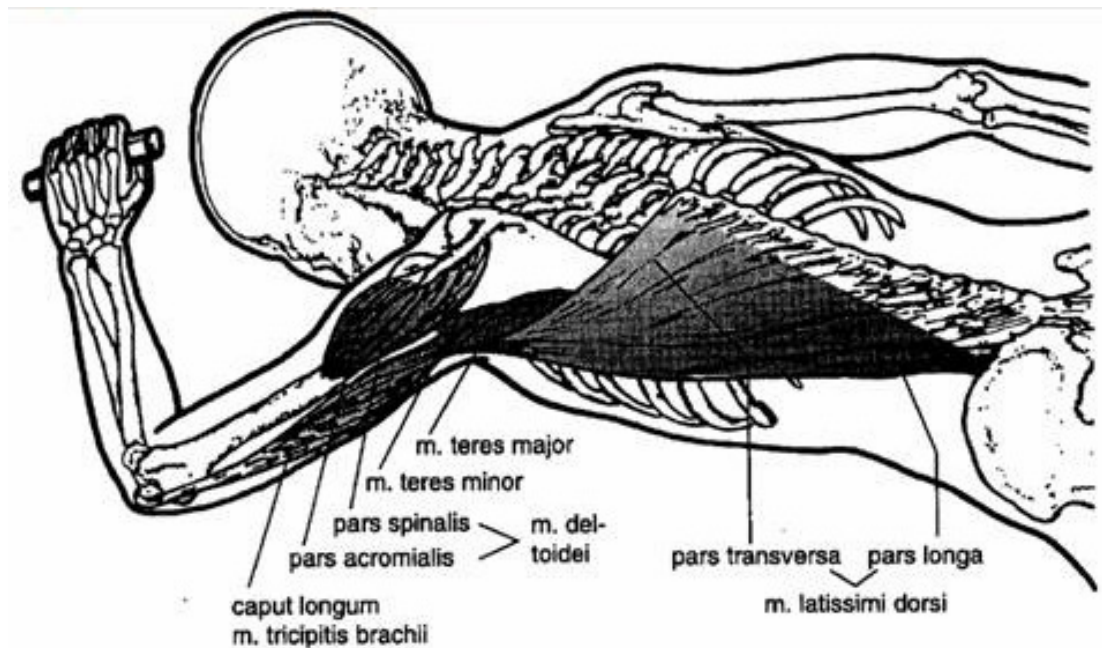
Obrázek 18. Lokomoční funkce m. biceps brachii - caput longum a m. triceps brachii - caput longum (Vojta & Peters, 1995)

Působením jmenovaných svalů, jejichž funkce na trup jsou lokomoční a antigravitační, se nadzvedává angulus inferior scapulae od hrudníku, a tím se stimulačně protahují svaly upínající se na tento konec lopatky (mm. rhomboidei, m. trapezius - pars transversa et pars ascendens, m. latissimus dorsi) (Vojta & Peters, 1995).

Činností m. latissimus dorsi (pars transversa) dojde ke vzpřímení hrudníku v transverzální rovině a k rotaci spodních šesti hrudních obratlů. Následuje aktivace autochtonní muskulatury, která způsobí extenzi páteře. Činností m. latissimus dorsi (pars longa) dojde k aktivaci krátkých autochtonních intervertebrálních svalů, které způsobí úklon páteře (Vojta & Peters, 1995).

Svalová masa a s tím spojená svalová síla vnitřních rotátorů (m. pectoralis major, m. subscapularis, m. teres major, m. latissimus dorsi) je proti zevním rotátorům (m. teres minor, m. infraspinatus) mnohonásobně větší. Díky této disproporci dochází v patologii velice snadno k vnitřně rotačnímu postavení paže (Vojta & Peters, 1995).

Dále na čelistní HK dojde ke vzpřímení paže, pronaci předloktí, dorzální flexi a radiální dukci zápěstí (Vojta & Peters, 1995).



Obrázek 19. Dorzálně uložené svaly čelistní horní končetiny (opěrná fáze)

(Vojta & Peters, 1995)

Pohyb záhlavní horní končetiny (flexní fáze kroku)

Záhlavní horní končetina při RP vykonává nakračující funkci. Opěrná funkce čelistní HK (opěrná fáze kroku) probíhá současně s pohybem záhlavní HK (flexní fáze kroku). Díky této zákonitosti se vztahuje pohyb záhlavní HK k aktivitě osového orgánu a k opěrné funkci čelistní HK (Vojta & Peters, 1995).

Spojujícím elementem mezi končetinami jsou adduktory lopatky čelistní strany. Tyto svaly jsou dorzálními rotátory a vzpřimovači hrudníku, protože táhnou za trny obratlů ve směru k opěrnému lokti. Zvednutím trupu se vytvoří prostor pro nakračující HK. Aby se mohl uskutečnit dopředu nakračující pohyb, osa ramenního kloubu se pohybuje následovně: na jednom konci je podepřena (čelistní strana) a na druhém konci (záhlavní strana) se pohybuje ve frontální rovině kraniálně dopředu (Vojta & Peters, 1995).

Kráčivý pohyb záhlavní horní končetiny při abdukci, zevní rotaci HK, je proveden díky aktivitě m. infraspinatus, m. teres minor, m. deltoideus (pars spinalis et pars acromialis). Aktivací m. serratus anterior a m. trapezius (pars descendens) se spodní úhel lopatky pohybuje laterálně, kraniálně a ventrálně. Abdukce lopatky a abdukce paže umožní flexi paže. Dále dochází k flexi lokte při supinaci předloktí, dorzální flexi a radiální dukci zápěstí (Vojta & Peters, 1995).

2.6.4 Zapojení svalů při Nordic walking

Součástí kineziologického obsahu pohybu při reflexním plazení je jako nezastupitelný atribut zajišťující funkční centrované postavení kloubů kokontrakce funkčních antagonistů (Kolář, 2001). Reprezentantem této skutečnosti je u pletence ramenního kokontrakce m. biceps brachii - caput longum a m. triceps brachii - caput longum ve funkci lokomoční ve fázi opěrné (stojné) v rámci krokového cyklu. Hlavním svalem zajišťujícím lokomoci v oblasti pletence ramenního je m. latissimus dorsi. Podle Vojtovy teorie reflexní lokomoce by měl tento sval pracovat ve fyzické shodě se jmenovanými dlouhými hlavami pažních svalů (Vojta & Peters, 1995).

Ontogeneticky vzato, m. latissimus dorsi je aktivován ve svalovém řetězci poprvé okolo pátého měsíce vývoje dítěte při opoře na jednom lokti. Vzniká tak koaktivace m. triceps brachii, zadní části deltoideu, teres major a latissimus dorsi. M. latissimus dorsi se diagonálním řetězením napojuje na flekční i extenční komponentu budoucí opěrné dolní končetiny (funkční spojení horní a dolní poloviny těla) (Bačáková, Dufková, & Kračmar, 2008).

Fylogeneticky vzato, lokomoční funkce m. latissimus dorsi je prokázána už u suchozemských tetraploidů. Při lidské lokomoci realizované přes ramenní pletenec je považován za hlavní záběrový sval. EMG studie ukázaly nejsilnější aktivitu m. latissimus dorsi při depresi a extenzi paže za tělem (Bačáková, Dufková, & Kračmar, 2008).

Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006) ve své studii, zabývající se EMG měřením vybraných svalů při Nordic walking, došli k těmto závěrům: celková práce m. latissimus dorsi je signifikantně vyšší a aktivita kontralaterálního m. gluteus maximus a medius a homolaterálního m. obliquus abdominis externus je signifikantně nižší při porovnání s běžnou chůzí. Tento fakt je vysvětlen větším podílem m. latissimus dorsi na dynamické stabilizaci trupu. M. biceps brachii (caput longum) a m. triceps brachii (caput longum) pracují zcela pravidelně v režimu kokontrakce. Bylo nalezeno diagonálně funkční propojení svalového řetězce na dorzální straně trupu s kontralaterální oblastí pánve a dolní končetiny.

Podle Vícha (2008, 26) se při Nordic walking „zapojují stejné svaly jako při chůzi přirozené a k nim se připojují svaly horní poloviny těla: spinohumerální i thorakohumerální, svaly pletence ramenního, m. latissimus dorsi, hluboké svaly zad, především m. rotatores, také prsní sval mm. pectorales majore et minor, m. biceps brachii a m. triceps brachii.“ Více rozvedeno závěrečné diskuzi.

3 KAZUISTIKA – ROZBOR VIDEA NORDIC WALKING

Slečna Zuzana narozena 1986 (25 let)

3.1 Kineziologický rozbor

1. Anamnéza

Momentální obtíže: občasné bolesti oblastí horní Th páteře a C-Th přechodu

Sociální anamnéza: studentka vysoké školy (obor fyzioterapie), koníčky: na základní škole hra na klavír, zobcovou flétnu, příčnou flétnu (doprava)

Osobní anamnéza: dominantní pravá HK, pravá DK (odraz z levé DK), psychomotorický vývoj – nic neví např. o širokém balení, bez hospitalizace, bez operace, úrazy: 11 let – zlomenina levého předloktí (pád z houpačky na propnuté HKK), 13 let – natržený sval na zádech (bez bližší specifikace, při skoku do výšky), malé jizvy – na bradě, na zádech (vyoperovaná znaménka)

Sportovní anamnéza: na základní škole tenis (tréninky 3x týdně), ostatní spoty rekreačně (tanec, plavání, aerobik,...)

Farmakologická anamnéza: antikoncepce

2. Aspekce

Stoj:

- Hlava v předsunutém držení, výrazná protrakce ramen (více levé), levé rameno je výše než pravé, mediální hrana levé lopatky výrazně prominuje, zvýrazněné klenutí m. trapezius na obou stranách, zvýrazněné paravertebrální valy v oblasti Th-L přechodu, taile zvětšena na levé straně, na pravé straně ostřejší záhyby boků, anterio-posteriorně oploštěný hrudník, výrazná prominence klíčních kostí, zkrácená symfyzio-sternální vzdálenost, vystouplé dolní žebra (vleže na břicho více vystouplý žeberní oblouk na levé straně), horní hrudní typ dýchání, ploché břicho.

- Zhodnocení páteře: oploštěná hrudní kyfóza, bederní lordóza v dolní části L páteře vyhlazená (vrchol L lordózy v segmentu L1-L2), v oblasti dolní Th páteře funkční skolióza (skoliotické držení) s konvexem na pravé straně.

- Páneve: bez nálezu.

- Horní končetiny: drženy volně podél těla, hyperextenze v LOK, levá horní končetina opticky kratší (antropometrické vyšetření: HKK a DKK stejně dlouhé).
- Levá dolní končetina: držena v ZR, halux vagus, propadá příčná klenba.
- Pravá dolní končetina: zvýrazněné adduktory KYK, varózní postavení lýtek (ZR v KOK více pravé), varózní postavení hlezenního kloubu (větší zatížení distální hrany chodidla).

3. Aktivní pohyb L, TH páteře

- Předklon: pohyb byl proveden plynule v optimálním rozsahu, vyloučení skoliózy
- Záklon: proveden v optimálním rozsahu, výrazné zalomení v Th-L přechodu
- Leteroflexe: proveden v optimálním rozsahu na obou stranách, výrazné zalomení v Th-L přechodu (nejvíce se rozvíjí v dolní Th páteři)
- Rotace: omezena na pravé straně

4. Vyšetření aktivního pohybu

- RAM – porušený stereotyp ABD na levé straně (převaha m. trapezius), stereotyp FL na levé straně nefixované postavení lopatky (výrazně odstává od hrudního koše), rozsahy neomezené
- LOK – hyperextenze (5°)
- Proximální radioulnární skloubení: na levé straně omezená pronace (30°)
- KYK – porušený stereotyp EXT (1. homolaterální paravertebrální svaly, 2. kontralaterální paravertebrální svaly, 2. m. gluten maximus, 4. hemstringy)

5. Vyšetření pasivního pohyb

- Proximální radioulnární skloubení: pronace 35°, tvrdá bariéra na konci pohybu
- KYK: na levé straně omezená VR (pružná bariéra na konci pohybu)
- Oblast KYK, SI: Patrikova zkouška: negativní

6. Svalový funkční test (Janda)

- břišní svalstvo: flexe trupu - svalová síla 4
- mezilopatkové svalstvo: kaudální posunutí a addukce- na levé straně svalová síla 3+, na pravé straně svalová síla 4+,

7. Vyšetření stabilizace lopatek: zkouška kliku - levá lopatka výrazně odstává (nefixovaná)

8. Vyšetření zkrácených svalů (Janda)

- m. sternocleidomastoideus: na levé straně zkrácení dosahující stupně č. 1
- m. scaleni: na levé straně zkrácení (větší napětí)
- m. levator scapule: na levé straně zkrácení dosahující stupně č. 1
- m. trapezius – horní část: na obou stranách je zkrácení hodnoceno stupněm č. 1
- m. pektorális maior: na obou stranách (na levé více) je zkrácení hodnoceno stupněm č. 1
- m. piriformis: na levé straně zkrácený v porovnání s pravou stranou, palpačně nebolestivý
- flexory KOK: na obou stranách je zkrácení hodnoceno stupněm č. 1

9. Vyšetření aktivace HSS

- Testy dle Koláře: pozitivní (brániční test, flexe trupu, test polohy na čtyřech, kostální typ dýchání), vleže na zádech flektovaná KOK pod volní kontrolou schopna aktivovat HSS

9. Vyšetření hypermobility

- Baighton score: 0 bodů

10. Palpační vyšetření svalů

- reflexní změny nalezeny: mm. trapezius, mm. levator scapule (na levé straně bolestivý trigger point, bolest na místě), m. stenosleidomastoideus na levé straně, m. quadratus lumborum na pravé straně, mm. pectoralis maior

11. Vyšetření pohybových stereotypů

- Chůze: viz chůze bez holí 0 % sklon
- Stoj na jedné noze: výrazná hra šlach na pravé stojné noze

Závěrečné zhodnocení:

Neaktivní hluboký stabilizační systém a porušené pohybové stereotypy zapříčinily vznik vadného držení těla probanda, které je charakterizované zřetěženými poruchami od levého předloktí, levého ramene, oslabených fixátorů levé lopatky, přetíženého Th-L přechodu, zvýšeného napětí m. quadratus lumborum na pravé straně, zvýšeného napětí adduktorů na pravé straně, k varóznímu postavení lýtek, ZR v KOK na pravé straně, k varóznímu postavení hlezenního kloubu (nestabilní hlezenní kloub), které zapříčiní větší zatížení distální hrany při odvíjení chodidla.

Předpokládám, že při chůzi bez holí nalezneme díky ZR levé dolní končetiny omezenou rotaci trupu k pravé straně. Omezená rotace může zapříčinit zkrácení délky kroku levé dolní končetiny v porovnání s pravou dolní končetinou. ZR pravé DK také zapříčiní větší zatížení mediální hrany při odvíjení chodidla v oporové fázi kroku. Díky vzniklému halux vagus a zborcené příčné klenbě předpokládám nekvalitní odraz z palce. Díky nefunkčnímu HSS se při rychlé chůzi bez holí bude nadměrně přetěžovat Th-L přechod. Očekávám výrazné zhoršení postury (předsun hlavy, výrazná aktivita mm. trapezius, skoliotické držení trupu, zvýraznění ZR pravé DK) při chůzi bez holí na 10 % sklonu, který je pro daného probanda velice fyzicky náročný.

Při dodržování správné techniky NW by se měl protisměrný pohyb pánve a ramen (torzní pohyb páteře) vyrovnat, a tím by se mělo zabránit přetěžování Th-L přechodu, tj. předpokládám zmenšení rotace pánve při NW v porovnání s chůzí bez holí. Také by se mělo docílit napřímeného držení trupu, úpravy předsunutého držení hlavy a uvolnění šíjových svalů. Při NW proband získá použitím holí punktum fixum i na HKK, díky této skutečnosti by mohlo dojít k úpravě dýchacího stereotypu (aktivace bráničního dýchání) a k úpravě vadného držení těla (aktivace HSS).

Předpokládám, že při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK dojde ke zvýraznění patologii (skoliotické držení těla), protože proband nebude schopen provést správnou techniku NW.

3.2 Vyhodnocení videozáznamů

1. Sklon 0 %

Chůze bez holí:

- hlava je držena rovně, bez úklonu, v předsunutém držení
- trup je držěn v mírném náklonu a je mírně rotován k levé straně
- výrazná rotace pánve, lehké anteverzní držení pánve se zvýrazněnou bederní lordózou
- ramena držena v protrakci a VR, levé RAM drženo výše
- pravá HK kmitá výše než levá HK (první 3 min.), akrum pravé HK drženo více v plantární FL
- levá DK držena v ZR, při odvíjení chodidla je výrazně zatížená mediální hrana
- u obou DKK nedokončené odvinutí chodidel, chybí aktivní odraz z palce (kyčelní typ chůze, dělení dle MUDr. Skalky)

NW s vyvinutím nízkého úsilí HKK:

- zvýraznění předsunutého držení hlavy
- když je pravá DK ve stojné fázi zvýrazní se skoliotické držení trupu
- trup je napřímený
- zmírněná rotace pánve, lehké anteverzní držení pánve se zvýrazněnou bederní lordózou (povolení břišní stěny)
- chybí kontra-rotace ramen a horní části trupu
- ramena držena ve VR a protrakci, levé RAM drženo výše
- při odrazu z hole není LOK v plné extenzi za tělem
- předloktí levé HK drženo v lehce pronačním postavení
- levá DK držena v ZR
- symetrická délka kroku, odvinutí chodidel zakončené kvalitnějším odrazem z palce

NW s vyvinutím středního úsilí HKK:

- stejné hodnocení jak pro NW s vyvíjením mírného úsilí HKK

NW s vyvinutím maximálního úsilí HKK:

- výrazné předsunuté držení hlavy, lehký úklon k levé straně, častý pohled na zem (flexe C páteře)
- lehký předklon trupu se výšenou protrakcí a elevací ramen („nahrbení“ trupu), levé RAM drženo výše
- mírná lateroflexe trupu doprava
- zmírněná rotace pánve, latero-laterální pohyb pánve
- při odrazu z hole je LOK 160° flektován, obě předloktí v lehkém pronačním držení
- zkrácení délky kroku, rozšířená báze chůze, obě DKK drženy v ZR

2. Sklon 10 %

Chůze bez holí:

- hlava je držena rovně, bez úklonu, ve výrazném předsunutém držení
- trup je ve výrazném náklonu, lehce rotován na levou stranu
- rotace pánve (menší než u sklonu 0 %), anteverzní držení pánve se zvýrazněnou bederní lordózou

- ramena držena ve VR, protrakci a elevaci (zvýšená aktivita mm. trapezius), levé RAM drženo výše
- velký kmit HKK do plné extenze LOK, akra jsou držena volně
- levá DK držena v ZR (menší než u sklonu 0 %)
- oporová fáze začíná dotykem zadní ½ chodidla chodícího pásu, aktivní odraz z palce z plně extendované DK

NW s vyvinutím mírného úsilí HKK:

- stejné hodnocení jak pro NW s vyvíjením středního úsilí HKK
- díky velkému sklonu se dá předpokládat, že vyvíjení mírného úsilí HKK šlo velmi obtížně, hole aktivně využívala v obou případech

NW s vyvinutím středního úsilí HKK:

- zvýraznění předsunutého držení hlavy
- trup je napřímený, ve výrazném náklonu, v lehké rotaci k levé straně
- rotace pánve, lehké anteverzní držení pánve
- chybí kontra-rotace ramen a horní části trupu
- ramena držena ve VR a protrakci, levé RAM drženo výše
- při odrazu z hole je LOK 160° flektován, obě předloktí v lehkém pronačním držení
- pravá noha delší krok
- levá DK ZR (menší než u sklonu 0 %)
- oporová fáze začíná dotykem zadní ½ chodidla chodícího pásu, aktivní odraz z palce z plně extendované DK

NW s vyvinutím maximálního úsilí HKK:

- výrazné předsunuté držení hlavy (více než u sklonu 0 %), pohled vpřed (nadměrná extenze v horním úseku C páteře)
- lehký předklon trupu se zvýšenou protrakcí a elevací ramen („nahrbení“ trupu), levé RAM drženo výše (více než u sklonu 0 %)
- mírná lateroflexe trupu doprava (méně než u sklonu 0 %)
- zmírněná rotace pánve, latero-laterální pohyb pánve (méně než u sklonu 0 %)
- při odrazu z hole je LOK 140° flektován
- zkrácení délky kroku, rozšířená báze chůze (méně než u sklonu 0 %), levá DKK držena v mírné ZR

- pravá noha delší krok
- oporová fáze začíná dotykem zadní 1/2 chodidla chodícího pásu, aktivní odraz z palce z plně extendované DK

Závěrečné zhodnocení:

Při chůzi bez holí byl viditelně přetěžován TH-L přechod nadměrnou rotací pánve způsobenou rychlou chůzí s dlouhými kroky. Při použití holí s vyvíjením mírného a středního úsilí HKK se délka kroku zkrátila a rotace pánve se zmenšila. Také se zkvalitnilo odvíjení chodidla s aktivním odrazem z palce. Trup se napřímil, ale zvýraznilo se předsunuté držení hlavy a zvýraznilo skoliotické držení trupu, především při stojné fázi pravé DK. NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK působilo křečovitě a neefektivně se zvýrazněnou elevací a protrakcí ramen, předsunutého držení hlavy a lateroflexí trupu.

Aktivní cvičení NW s vyvíjením mírného a středního úsilí HKK bych probandce doporučila až po absolvování rehabilitační léčby zaměřené na aktivaci HSS s korekcí vadného držení těla a úpravou patologických pohybových vzorů. NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK bych ve cvičební jednotce nahradila cílenými cviky s hůlkami na posílení svalů HKK a trupu.

Zásady správné techniky se nejspíše dodržují při NW s vyvíjením mírného a středního úsilí HKK na sklonu 0 %. Při sklonu 10 % bylo pro probandku obtížné odlišit NW s vyvíjením nízkého a středního úsilí. V obou případech byly hole aktivně využity k pohybu vpřed. NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK na sklonu chodícího pásu 10 % bylo pro probandu natolik náročné, že dosáhla větších hodnot spotřeby kyslíku než při zátěžovém testu (běh).

4 HYPOTÉZY A CÍLE

Hlavní cíl práce

Bez vlivu sklonu chodícího pásu porovnat intenzity zatížení mezi běžnou chůzí a Nordic walking s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí horními končetinami za použití ukazatelů procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO₂max), procenta maximální tepové frekvence (% TFmax) a hodnot subjektivně vnímané intenzity zatížení (Borgova škála).

Dílčí cíl

1. Analyzovat a interpretovat vliv změny sklonu chodícího pásu (0 % a 10 %) na změnu intenzity zatížení při vzájemném porovnání chůze bez holí, NW s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí HKK.

Výzkumné otázky

- 1) Jsou hodnoty energetického výdeje (spotřeby kyslíku vyjádřené v % VO₂max) naměřené při NW s vyvíjením středního úsilí HKK statisticky významně rozdílné od hodnot naměřených při NW s vyvíjením maximální a nízké intenzity HKK na sklonu 0 %?
- 2) Jsou hodnoty energetického výdeje (spotřeby kyslíku vyjádřené v % VO₂max) statisticky významně rozdílné u chůze bez holí a u chůze s holemi nízkou intenzitou na sklonu 0 % a 10 %?
- 3) Koreluje subjektivně vnímané úsilí (Borgova škála) s intenzitou zatížení vyjádřenou % VO₂max a % TFmax?

5 METODIKA

Výzkumné měření a zpracování dat, které probíhalo od listopadu 2009 do dubna 2011, bylo uskutečněno na Katedře funkční antropologie a fyziologie a na Katedře fyzioterapie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

5.1 Charakteristika testovaného souboru

Měření probíhalo na 10 probandech (5 mužů, 5 žen), kteří byli studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. V tabulce č. 4 jsou uvedeny charakteristiky testovaného souboru. Uvedené charakteristiky souboru byly statisticky zpracovány (Tab. č. 5 pro ženy a Tab. č. 6 pro muže).

Probandi se účastnili měření při plném zdraví. U nikoho nebyly pozorovány příznaky nemoci a nevyspání. Všichni naši probandi byli sportovně založení mladí lidé, nekuřáci, kteří byli poučeni, aby se alespoň 24 hodin před samotným testováním vyhnuli velké fyzické zátěži a požívání alkoholu. Bylo jim doporučeno nekonzumovat větší množství jídla a pití 2 hodiny před testováním. Testovaní dobrovolníci souhlasili s účastí na výzkumu, což potvrdili podpisem prohlášení.

Tento výzkum zabývající se vlivem změny úsilí vyvíjeného horními končetinami na metabolické a kardiovaskulární zatížení a silové parametry při Nordic Walking byl schválen etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha č. 1).

Tabulka č. 4 Charakteristika testovaného souboru

	Věk (rok)	Výška (m)	Váha (kg)	BMI (kg . m ⁻²)	Rychlost pásu (km . h ⁻¹)	TF max (tep . min ⁻¹)	VO2 max (ml . kg ⁻¹ . min ⁻¹)
Ž1	23	1,65	62	22,77	6,8	197	47
Ž2	23	1,75	60	19,59	7,2	194	41,9
Ž3	23	1,73	71	23,72	7,2	194	46,4
Ž4	25	1,81	79	24,11	7,2	189	40,4
Ž5	19	1,78	74	23,36	7,2	192	41,1
M1	19	1,83	79	23,59	7,6	194	60,1
M2	30	1,81	71	21,67	7,6	198	57,5
M3	25	1,75	68	22,20	7,6	198	63,3
M4	25	1,86	82	23,70	7,6	195	63,7
M5	22	1,82	74	22,34	7,6	194	63,6

Tabulka č. 5 Základní statistické charakteristiky testovaného souboru - ženy

Ženy	Průměr	Směrod. odchylka
Věk (rok)	22,60	1,96
Výška (m)	1,74	0,05
Váha (kg)	69,20	7,19
BMI (kg . m ⁻²)	22,71	1,62
Rychlost pásu (km . h ⁻¹)	7,12	0,16
TF max (tep . min ⁻¹)	194,25	1,79
VO2 max (ml . kg ⁻¹ . Min ⁻¹)	44,10	2,62

Tabulka č. 6 Základní statistické charakteristiky testovaného souboru - muži

Muži	Průměr	Směrod. odchylka
Věk (rok)	24,20	3,66
Výška (m)	1,81	0,04
Váha (kg)	74,80	5,11
BMI (kg . m ⁻²)	22,70	0,80
Rychlost pásu (km . h ⁻¹)	7,60	0,00
TF max (tep . min ⁻¹)	195,25	1,64
VO2 max (ml . kg ⁻¹ . min ⁻¹)	62,68	1,49

5.2 Metodika sběru dat

5.2.1 Stupňovaný test do maxima

Všichni probandi se v laboratoři zúčastnili stupňovaného zátěžového testu do maxima na běžecím ergometru LODE Valiant (Holandsko). Analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo) byla provedena analýza dechových plynů, která stanovuje aerobní kardiorespirační zdatnost analýzou vydechovaného vzduchu při maximálním fyzickém zatížení organismu (Kuchyňka, 2005; Vilikus et al., 2004). Srdeční frekvence byla snímaná pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do počítače. Vyšetřující sledoval stupeň zatížení probanda v průběhu testu nejen podle hodnoty srdeční frekvence, ale i podle minutové plicní ventilace, spotřeby kyslíku, ventilačního koeficientu a zejména podle aktuálního poměru výdechových plynů (Kuchyňka, 2005; Vilikus et al., 2004).

Stupňovaný test do maxima probíhal ve dvou variantách. Pro muže začínal během při rychlosti 8km/h (pro ženy 7 km/h) po dobu čtyř minut. První čtyři minuty byl sklon pásu 0 %, v páté minutě se zvýšil na 5 %. Při těchto úvodních 5 minutách došlo k „zahřátí“ organismu. V další minutě se rychlost pásu zvýšila na 10 km/h (pro ženy 9 km/h), sklon zůstal. V další minutě se rychlost zvýšila na 12 km/h (pro ženy 10 km/h).

Následoval samotný test. Každou následující půlminutu se rychlost pásu zvýšila o 1 km/h. Když rychlost dosáhla 15 km/h (pro ženy 13 km/h), začal se zvyšovat sklon. Každou následující půlminutu došlo ke zvýšení sklonu o 2 %. Zátěž jsme stupňovali až do subjektivního pocitu vyčerpání nebo do zjištění objektivních projevů a funkčních hodnot svědčících o dosažení výkonnostního stropu (Kuchyňka, 2005; Placheta et al., 2001). Následně byl běžecký pás zpomalen na rychlost svižné chůze, aby se mohly ze svalů vyplavit metabolity a předešlo se tak benignímu pozátěžovému kolapsu.

Ze stupňovaného zátěžového testu jsme získali hodnoty maximální spotřeby kyslíku $VO_2\max$ v jednotkách $[ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}]$ a maximální srdeční frekvence $TF\max$ $[tepy \cdot min^{-1}]$. Tyto hodnoty byly vypočteny pomocí rovnice:

$$W = \{ \text{hmotnost probanda} \times [2,2 + \text{rychlost pásu} \times (2,11 + 0,25 \times \text{sklon pásu})] - 151 \} / 10,5$$

, která je součástí softwarového vybavení ergometru (Kuchyňka, 2005).

5.2.2 Vyšetření probandů – kineziologický rozbor

Před prvním měřením bylo provedeno u každého probanda kineziologické vyšetření, které zahrnovalo odběr anamnézy vedené ve formě dotazníku zaměřeného na úrazy DKK, trupu a HKK, funkční problémy DKK, trupu a HKK, operace DKK, trupu a HKK, současnou bolest, sportovní zaměření, zaměstnání ve vztahu k zatížení HKK a DKK. Kineziologický rozbor byl veden následovně:

1) **Aspekce:**

- **ze zadu:** postavení ramen, postavení lopatek, tvar páteře (vyloučení skoliózy), postavení pánve, porovnání taile, porovnání gluteálních a popliteálních rýh, zhodnocení symetričnosti a oslabení hýždřových svalů, postavení kolenních kloubů, postavení pat, všímáme si stavu klenby nožní a deformit prstů, všímáme si starých jizev
- **z boku:** držení hlavy, držení horních končetin, zhodnocení zakřivení páteře, a postavení pánve
- **zepředu:** klidové postavení hlavy, ramen, zhodnocení tvaru hrudního koše, stav břišních svalů, postavení pupku, postavení pánve, všímáme si starých jizev

2) **Palpace:** reflexní změny ve svalech, jizvy, vazivové srůsty

3) **Vyšetření:**

- **zkrácené svaly:** m. pectoralis, m. trapezius, m. erector spine, m. quadratus lumborum, m. iliopsoas, ischiokrurální svaly
- **oslabené svaly:** dolní fixátory lopatek, břišní svaly, gluteální svaly, mediální vastus m. quadriceps femoris
- **postavení pánve:** výška spin, výška krist, shift pánve sedací hrboly, SI posun

4) **Zhodnocení rozsahu pohybu:** RAM, KYK, hlezenního kloubu + zhodnocení hypermobility

5) **Zhodnocení délky horních a dolních končetin**

6) **Vyšetření motorických stereotypů:** stoj, stoj na jedné dolní končetině, chůze

Nakonec byl u každého probanda vytvořen stručný popis klinického nálezu.

5.3 Průběh měření

5.3.1 Návčik techniky Nordic walking

Před zahájením výzkumu jsem se v rámci seznámení s technikou NW zúčastnila základního seznamovacího kurzu NW pořádaného Mgr. Miroslavem Vystrčillem (Instruktor INWA 2003) v Brně. V průběhu výzkumu jsem získala certifikát instruktora NW na základě proškolení 1. a 2. stupně NW v rozsahu 25 hodin viz Příloha č. 3.

Správná technika NW patří mezi nejpodstatnější faktory optimální fyziologické reakce organismu na NW. Proto každý proband započal testování až po zvládnutí techniky NW.

Návčik techniky NW byl veden individuálně. Řídila jsem se pracovním průvodcem instruktora NW. První návčik probíhal v areálu studentských kolejí na asfaltové silnici. Druhý návčik se konal na dlouhé chodbě v budově FTK a následně i v laboratoři na běžeckém ergometru. U dvou jedinců byl veden i třetí návčik techniky NW.

Technika NW není složitá. Vychází z přirozené chůze (křížmochodní pohyb) a předchozí zkušenost s klasickým lyžováním nám může návčik techniky ulehčit. Motoricky zdatní jedinci zvládnou techniku NW po jedné až dvou tréninkových jednotkách. Aby však došlo k automatizaci pohybů, která vede k uvolněné technice, je třeba pravidelného cvičení.

Obsah úvodní lekce zahrnoval seznámení s holemi a jejich správné nastavení. První kroky návčiku techniky NW se zaměřily na správné držení těla a střídavou práci rukou a nohou při volné chůzi. Horní končetiny jsou volně svěšeny podél těla a hole jsou volně taženy po zemi. Upozorňujeme na uvolněný pohyb v ramenním pletenci a kontrarotaci ramenních a pánevních pletenců. Dáváme pozor na střídavý, cyklický pohyb dolních i horních končetin tak, aby se odraz chodidla a odpich holí odehrával na opačné straně těla ve stejném okamžiku (www.severskachuze.cz, 2010).

Poté se začnou horní končetiny zapojovat do pohybu a seznamujeme klienty se čtyřmi rychlostními stupni NW. Hůlky jsou vedeny podél těla, přední hůlku zapichujeme ne dále než k patě přední nohy. Následuje návčik techniky odrazu z poutka hole. V závěrečné fázi odpichu se dlaň otevírá a odrazová síla je přenášena přes poutko hole. Hůlky kopírují náklon našeho těla při chůzi, směřují dozadu (www.severskachuze.cz, 2010).

Odras z hole prodlužuje krok a zvětší náklon trupu. Kroky by měly být delší než při běžné chůzi. Při došlapu se pata dotýká podložky jako první, koleno je lehce pokrčené

(odemčené). Odraz začíná odlepením paty od podložky a končí impulsem přední části prstů. Při odrazu zapojujeme i pánev (extenze v kyčelním kloubu),(www.severskachuze.cz, 2010).

Dále seznámíme klienty s chůzí do kopce (větší náklon trupu, prodloužení kroku) a s chůzí z kopce (napřímení trupu, zkrácení kroku), (www.severskachuze.cz, 2010).

5.3.2 Charakteristika testování Nordic Walking

Testování probíhalo při standardních laboratorních podmínkách ve fyziologické laboratoři v budově Fakulty tělesné kultury v Olomouci (teplota 20–24 °C, relativní vlhkost 40–60 % – klimatizace a zvlhčovač vzduchu).

Testy proběhly na běžeckém ergometru LODE Valiant (Holandsko). Každému probandovi byla individuálně zvolena optimální rychlost, která se pohybovala od 6,8 do 7,6 km·h⁻¹. Byly určeny 4 sklony chodícího pásu 0 %, 5 %, 7,5 % a 10 %. Na každém sklonu proband vyvíjel horními končetinami mírné, střední a maximální úsilí. Každé úsilí bylo vždy instruováno stejnými povely.

Nízké úsilí vyvíjené horními končetinami bylo definováno: aktivita horních končetin pouze doplňuje aktivitu dolních končetin, paže cíleně nezabírají silou do podložky.

Střední úsilí vyvíjené horními končetinami bylo definováno: optimální úsilí, při kterém subjektivně pociťuje rovnováhu práce horních a dolních končetin. Proband by měl vydržet provádět NW více než půl hodiny tímto úsilím.

Maximální úsilí vyvíjené horními končetinami bylo definováno: největší možné úsilí, kterým je proband schopen ještě stále provádět NW a které současně vydrží požadovanou dobu 2-3 min.

Každé měření proběhlo v časovém úseku 10 min. Měření maximálního úsilí probíhalo bezprostředně po 10 min chůze s holemi nízkým úsilím v časové délce odvislé na fyzické kondici testovaného jedince (1,5 min – 3 min). Každý proband se zúčastnil 12 měření: 8x chůze s holemi [4 sklony x (2 úsilí + 1)] max. úsilí a 4x chůze bez holí (na každém sklonu 1x). Pořadí jednotlivých testů bylo voleno náhodně. Každý proband se mohl testovat jen jednou denně. Měření probandů probíhala v dopoledních a časně odpoledních hodinách (od 8:00 do 14:00).

Na začátku každého testu probíhala 5 minutová aktivace organismu na vybraném sklonu, s vybraným úsilím pro horní končetiny, příslušnou rychlostí. Po aktivaci následoval 5

minutový měřený úsek NW, z něhož jsme sbírali potřebná data. U nízkého úsilí následoval ještě 1,5 až 3 minutový úsek maximálního úsilí.

Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo). Srdeční frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do počítače. Získané hodnoty byly vloženy do tabulkového editoru Microsoft Excel, aby mohly být dále zpracovány.

Axiální síla vyvíjená horními končetinami během NW byla monitorována pomocí nainstalovaného měřicího systému MPAF umístěného mezi rukojetí a tělem hole. Systém MPAF [System For Monitoring of the Pole AxialForce in Nordic Walking] byl vyvinutý na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci.

5.3.3 Charakteristika testování chůze bez holí

Testování chůze bez holí bylo náhodně vloženo mezi testování NW. Rychlost běžeckeho ergometru při testování chůze bez holí byla shodná s rychlostí použitou při testování NW. Pohybovala se v rozpětí od 6,8 do 7,6 km·h⁻¹ a každému probandovi byla zvolena individuálně. Probíhala 4 měření na určených sklonech chodícího pásu 0 %, 5 %, 7,5 % a 10 %. Test proběhl na běžeckeém ergometru LODE Valiant (Holandsko).

Na začátku každého testu probíhala 5 minutová aktivace organismu na vybraném sklonu, příslušnou optimální rychlostí. Po aktivaci následoval 5 minutový měřený úsek chůze bez holí, z něhož jsme sbírali potřebná data.

Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo). Srdeční frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do počítače. Frekvence kroků při chůzi byla měřena přístrojem Actigraph (USA). Získané hodnoty byly vloženy do tabulkového editoru Microsoft Excel, aby mohly být dále zpracovány.

5.3.4 Měření statické síly vyvíjené horními končetinami

Měření statické síly horních končetin probíhalo před prvním měřením NW. Proband stál na běžeckeém ergometru v 0 % sklonu. NW hole držel kolmo k zemi s 90° flexí v loketním kloubu. Proband střídavě stlačoval hole maximálním úsilím kolmo k zemi.

Statická síla vyvíjená horními končetinami byla monitorována pomocí nainstalovaného měřicího systému MPAF umístěného mezi rukojetí a tělem hole. Systém MPAF [System For Monitoring of the Pole AxialForce in Nordic Walking] byl vyvinutý na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci.

5.3.5 Subjektivní hodnocení zátěže na škále dle Borga

Borgovu škálu subjektivně vnímaného úsilí, známou také jako RPE (Rating of Perceived Exertion), jsme použili pro zjištění subjektivně vnímaného pocitu intenzity zatížení při NW a chůzi bez holí. Po ukončení každé zátěže udal proband číselnou hodnotu, která popisovala pocit vynaloženého vlastního úsilí při NW či při chůzi bez holí.

Borgův systém je založený na škále od 6 (úsilí vynaložené v klidu) do 20 bodů (extrémní úsilí) viz příloha 2. Škála obsahuje 15 slovně vyjádřených stupňů od 6 do 20. Autor zvolil počínající hodnotu 6 pro nelineární počátek vztahu mezi pocitem a lehkou zátěží (Máček & Radvanský, 2011).

Podle Máčka a Radvanského (2011, 76) „přes určité podceňování se překvapivě ukázalo, že tyto odhady vyjádřené slovně nebo ukázáním na odpovídající stupeň na škále umístěné před vyšetřovaným odpovídají objektivní hodnotě, např. spotřebě kyslíku nebo SF. Dobrý výsledek samozřejmě předpokládá vstřícnou spolupráci s pacientem.“

5.3.6 Audiovizuální záznam z digitálních kamer

Průběh měření NW a chůze bez holí se natáčel na dvě digitální kamery, které snímaly probanda ve frontální a sagitální rovině. V rovině frontální byla probandovi snímána dorzální část těla a v rovině sagitální byla snímána levá polovina těla. Kamery snímaly probanda po celou dobu provádění testu.

Po ukončení testování byly všechny záznamy vloženy do počítače a dále vyhodnoceny. Při vyhodnocování záznamů NW a chůze bez holí jsem se nejvíce zaměřila na:

- 1) délka kroku
- 2) symetrie kroku ve F, S rovině
- 3) zatížení končetin při chůzi
- 4) odvíjení plosky
- 5) kvalita odrazu

- 6) výška nároku (symetrie)
- 7) rotace pánve a trupu – příp. lokalizace rotace
- 8) míra extenze KYK v odrazové fázi
- 9) symetrie opory o HKK (při chůzi s holemi)
- 10) postavení ramen při chůzi s holemi/bez holí
- 11) postavení hlavy
- 12) postavení trupu
- 13) způsob pokládání holí

5.3.7 Statistické zpracování dat

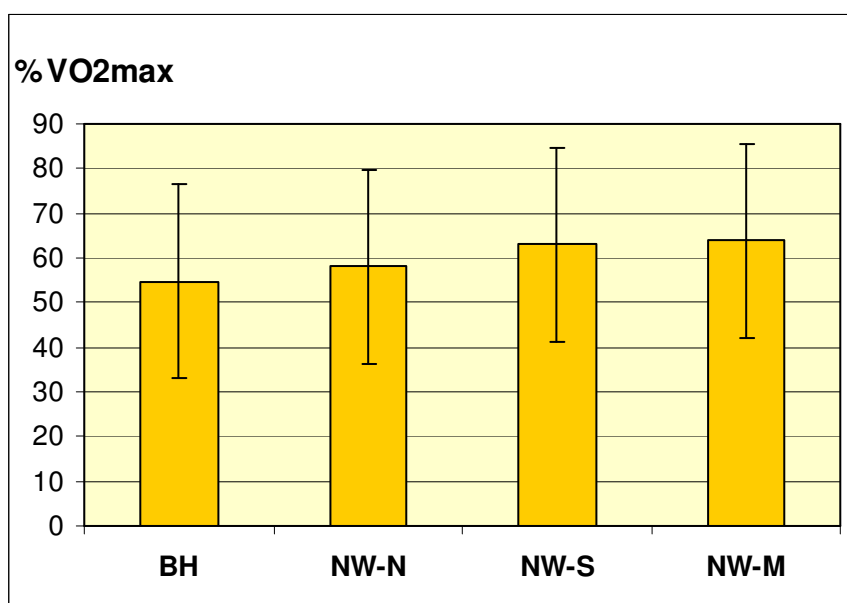
Naměřené hodnoty spotřeby kyslíku a srdeční frekvence byly převedeny na % VO_2max a % TF max. Následně byl vypočítán průměr hodnot pro daný měřený časový úsek. Výsledné hodnoty jednotlivých osob byly zprůměrovány po variantách úsilí HKK a sklonu. K popsání variace byla použita směrodatná odchylka. Ke zpracování dat byl použit program MS Exel 2002. Statistické zpracování bylo provedeno v programu STATISTICA 6.0. Závislé proměnné byly porovnány v programu ANOVA. Pro ověření statistické významnosti byl použit LSD test se stanovenou hladinou významnosti na úrovni 0,05.

6 VÝSLEDKY

6.1 Porovnání spotřeby kyslíku

Naměřená průměrná spotřeba kyslíku (uváděná v % VO_{2max}) byla při chůzi bez holí 54,8 % (SD = 23,4), při NW-N 58,1 % (SD= 22), při NW-S 62,9 % (SD= 22) a při NW-M 63,8 % (SD= 19,5).

Použití holí s vyvíjením nízkého úsilí HKK vede ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,3 % oproti chůzi bez holí. Při NW s vyvíjením středního úsilí HKK se hodnota spotřeby kyslíku statisticky významně zvýšila o 8,1 % a při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK se spotřeba kyslíku statisticky významně zvýšila o 9 % oproti chůzi bez holí nezávisle na sklonu terénu (obr. 20).



Vysvětlivky: % VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, BH – chůze bez holí, NW-N – Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK.

Obrázek 20. Spotřeba kyslíku vyjádřená v % VO_{2max} při chůzi bez holí, NW nízkým úsilím, NW středním úsilím a NW maximálním úsilím HKK (průměrné hodnoty nezávislé na sklonu terénu) (n=19)

Srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku všech testovaných osob po jednotlivých variantách vynaloženého úsilí HKK a sklonů bylo zobrazeno v souboru tabulek Tab. 7. Rozdíly naměřených hodnot byly porovnány pomocí LSD testu, a tím jim byla určena statistická významnost.

Ke statisticky významnému nárůstu spotřeby kyslíku u NW oproti běžné chůzi došlo pouze při NW-S a NW-M na sklonu 0 % i na sklonu 10 %. Dále nastal statisticky významný nárůst spotřeby kyslíku u NW-S a NW-M oproti NW-N na sklonu 0 %.

Tabulka 7. Průměrné hodnoty spotřeby kyslíku vyjádřené v % VO₂max u jednotlivých variant vynaloženého úsilí HKK na sklonu 0 % a 10 %

%VO ₂ max	BH		NW-N		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	34,8466	5,41243	38,43924	5,92061	0,161689
sklon 10°	72,78037	17,55623	75,75047	14,26869	0,221587

%VO ₂ max	BH		NW-S		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	34,8466	5,41243	43,78382	6,7572	0,000884
sklon 10°	72,78037	17,55623	80,14595	15,10525	0,003438

%VO ₂ max	BH		NW-M		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	34,8466	5,41243	47,48194	8,54936	0,000007
sklon 10°	72,78037	17,55623	78,52674	13,72575	0,020374

%VO ₂ max	NW-N		NW-S		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	38,43924	5,92061	43,78382	6,7572	0,039562
sklon 10°	75,75047	14,26869	80,14595	15,10525	0,072898

%VO ₂ max	NW-N		NW-M		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	38,43924	5,92061	47,48194	8,54936	0,000779
sklon 10°	75,75047	14,26869	78,52674	13,72575	0,252788

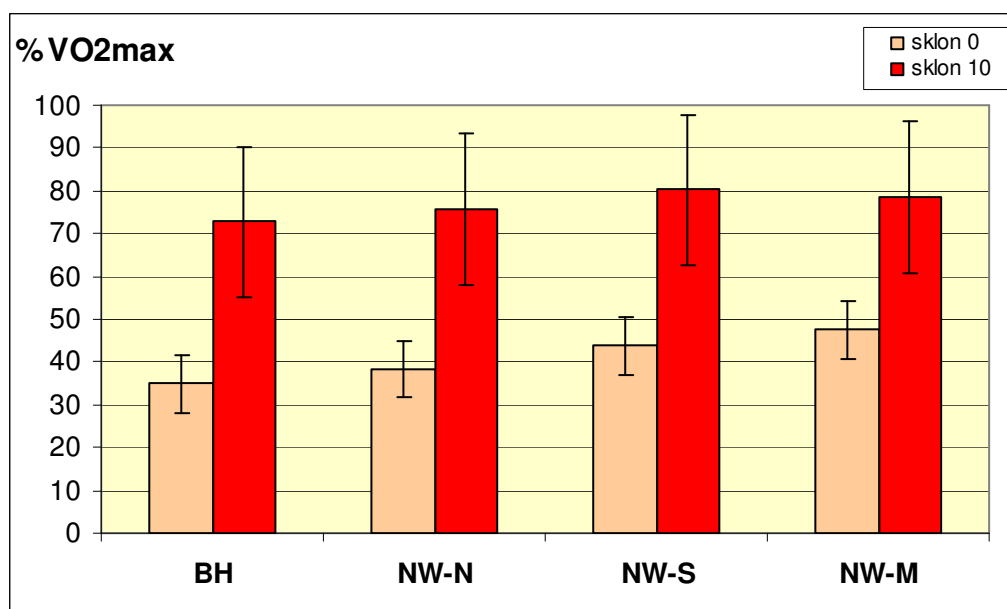
%VO ₂ max	NW-S		NW-M		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	43,78382	6,7572	47,48194	8,54936	0,149957
sklon 10°	80,14595	15,10525	78,52674	13,72575	0,502964

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, BH – chůze bez holí, NW-N - Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK, % VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$) (LSD test).

Na obrázku 21 jsou znázorněny dva grafy, na kterých jsou porovnány průměrné hodnoty spotřeby kyslíku (vyjádřené v % VO₂max) pro jednotlivé varianty vynaloženého úsilí HKK na sklonu 0 % (růžový graf) a na sklonu 10 % (červený graf).

Na sklonu 0 % došlo při použití holí s vyvíjením nízkého úsilí HKK ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,5 % oproti chůzi bez holí. Při NW-S došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku o 5,3 % oproti NW-N. Naopak při NW-M došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,7 % oproti NW-S.

Výsledky ukazují, že na sklonu 10 % nenastalo statisticky významné zvýšení spotřeby kyslíku při porovnání chůze bez holí a NW-N (3 %), ani při porovnání NW-N a NW-S (4,4 %). Paradoxně, ale statisticky nevýznamně se snížila spotřeba kyslíku o 1,7 % při NW-M oproti NW-S.



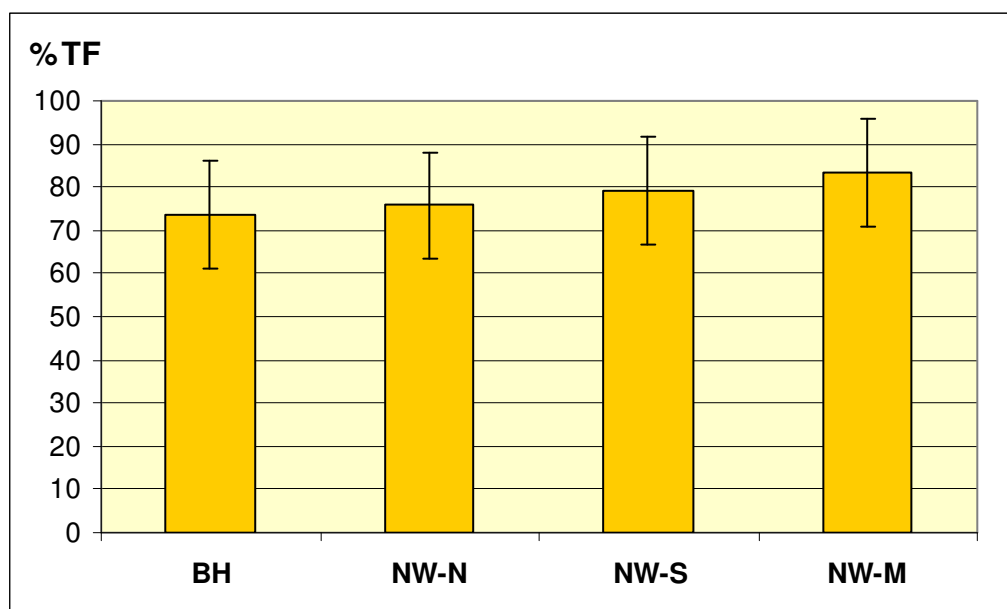
Vysvětlivky: % VO₂max – procento maximální spotřeby kyslíku, BH – chůze bez holí, NW-N - Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK, oranžový graf – sklon 0 %, červený graf – sklon 10 %.

Obrázek 21. Spotřeba kyslíku vyjádřená v % VO₂max při chůzi bez holí, NW nízkým úsilím, NW středním úsilím a NW maximálním úsilím HKK na sklonu 0 % (n=9) a na sklonu 10 % (n=10)

6.2 Porovnání procenta z maximální tepové frekvence

Průměrná tepová frekvence uváděná v % TFmax byla naměřena pro chůzi bez holí 73,4 % (SD = 13,2), pro NW-N 75,7 % (SD = 14,5), pro NW-S 79,3 % (SD = 10,9) a pro NW-M 83,4 % (SD = 11,3).

Použití holí s vyvíjením nízkého úsilí HKK vede ke statisticky nevýznamnému zvýšení TF o 2,3 % oproti chůzi bez holí. Při NW s vyvíjením středního úsilí HKK se hodnota tepové frekvence statisticky významně zvýšila o 5,9 % a při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK se také tepová frekvence statisticky významně zvýšila o 10 % oproti chůzi bez holí nezávisle na sklonu terénu (obr. 22).



Vysvětlivky: % TFmax – procento maximální tepové frekvence, BH – chůze bez holí, NW-N - Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK

Obrázek 22. Tepová frekvence vyjádřená v % TFmax při chůzi bez holí, NW nízkým úsilím, NW středním úsilím a NW maximálním úsilím HKK (průměrné hodnoty nezávislé na sklonu terénu) (n=19)

Srovnání průměrných hodnot procenta maximální tepové frekvence všech testovaných osob po jednotlivých variantách vynaloženého úsilí HKK a sklonů bylo zobrazeno v souboru tabulek Tab. 8. Rozdíly naměřených hodnot byly porovnány pomocí LSD testu, a tím jim byla určena statistická významnost.

Ke statisticky významnému nárůstu tepové frekvence (vyjádřené v % TFmax) u NW oproti běžné chůzi došlo pouze při NW-N na sklonu 10 %, při NW-S na obou sklonech a při NW-M také na obou sklonech.

Tabulka 8. Průměrné hodnoty tepové frekvence vyjádřené v % TFmax u jednotlivých variant vynaloženého úsilí HKK na sklonu 0 % a 10 %

%TFmax	BH		NW-N		p
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	61,7749	7,22027	62,64527	7,72207	0,589398
Sklon 10°	83,91226	6,78003	87,46161	6,60762	0,023532

%TFmax	BH		NW-S		p
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	61,7749	7,22027	70,62144	6,67744	0,000001
Sklon 10°	83,91226	6,78003	87,19989	7,22032	0,035287

%TFmax	BH		NW-M		p
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	61,7749	7,22027	74,38841	8,76158	0,000000
Sklon 10°	83,91226	6,78003	91,43133	5,71744	0,000009

%TFmax	NW-N		NW-S		p
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	62,64527	7,72207	70,62144	6,67744	0,000008
Sklon 10°	87,46161	6,60762	87,19989	7,22032	0,863997

%TFmax	NW-N		NW-M		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	62,64527	7,72207	74,38841	8,76158	0,000000
Sklon 10°	87,46161	6,60762	91,43133	5,71744	0,011818

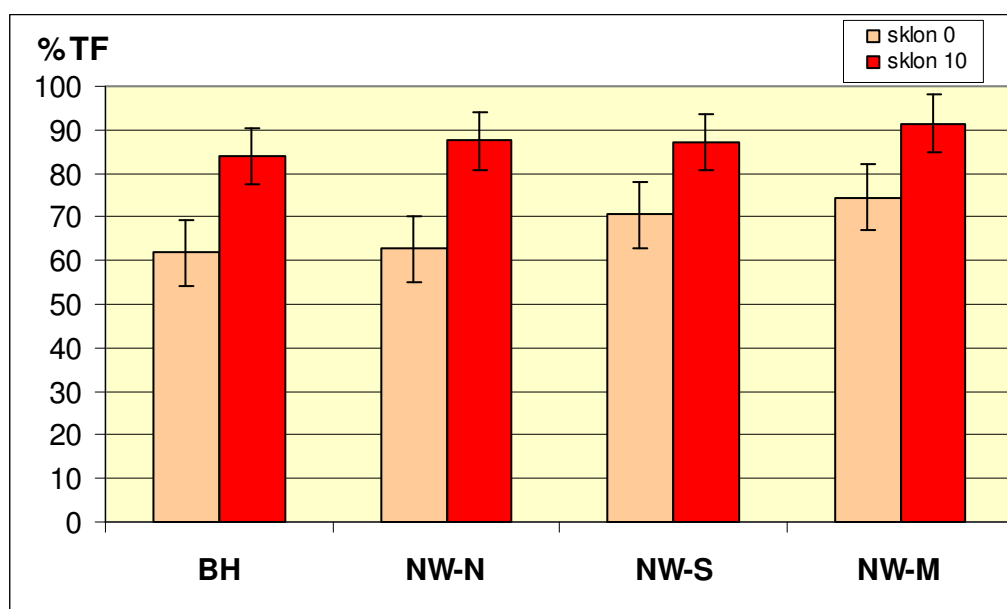
%TFmax	NW-S		NW-M		P
	M	SD	M	SD	
sklon 0°	70,62144	6,67744	74,38841	8,76158	0,022641
Sklon 10°	87,19989	7,22032	91,43133	5,71744	0,007526

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, BH – chůze bez holí, NW-N – Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK, % TFmax – procento maximální tepové frekvence, p – hladina statisticky významného rozdílu ($p \leq 0,05$) (LSD test).

Na obrázku 23 jsou znázorněny dva grafy, na kterých jsou porovnány průměrné hodnoty tepové frekvence (vyjádřené v % TFmax) pro jednotlivé varianty vynaloženého úsilí HKK na sklonu 0 % (růžový graf) a na sklonu 10 % (červený graf).

Na sklonu 0 % došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení tepové frekvence při porovnání chůze bez holí a NW-N o 0,6 %. Naopak došlo ke statisticky významnému zvýšení tepové frekvence při porovnání NW-N a NW-S o 7,9 % a také při NW-S a NW-M o 3,8 %.

Výsledky ukazují, že na sklonu 10 % nastalo statisticky významné zvýšení tepové frekvence při porovnání chůze bez holí a NW-N o 3,6 % a při srovnání NW-S a NW-M o 4,2 %. Paradoxně, ale statisticky nevýznamně se snížila tepová frekvence o 0,3 % při NW-S oproti NW-N.



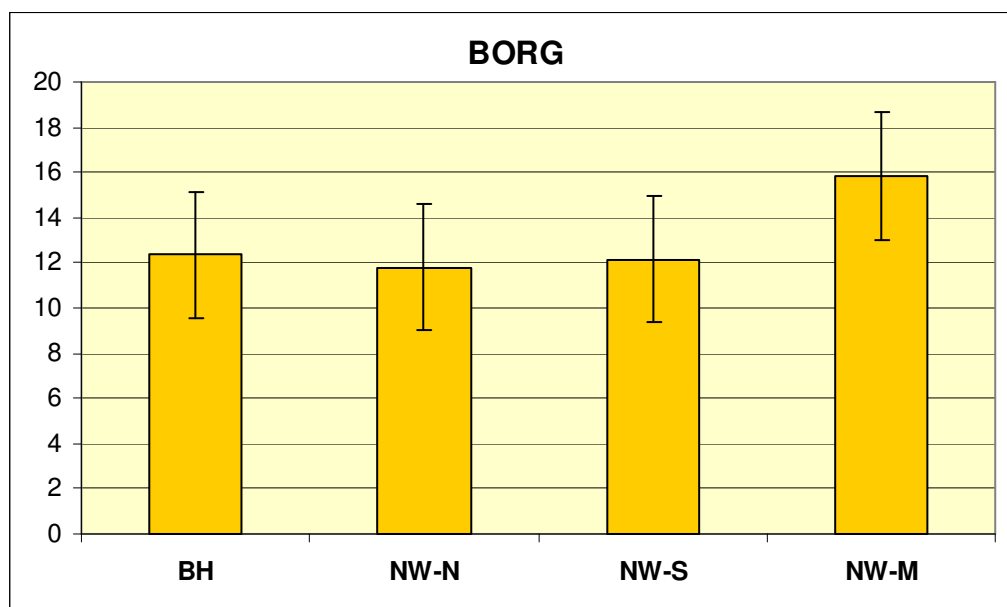
Vysvětlivky: % TF max – procento maximální tepové frekvence, BH – chůze bez holí, NW-N - Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK, oranžový graf – sklon 0 %, červený graf – sklon 10 %.

Obrázek 23. Tepová frekvence vyjádřená v % TFmax při chůzi bez holí, NW nízkým úsilím, NW středním úsilím a NW maximálním úsilím HKK na sklonu 0 % (n=9) a na sklonu 10 % (n=10)

6.3 Porovnání subjektivně vnímaného úsilí (Borgova škála)

Probandi hodnotili subjektivně vnímaný pocit intenzity zatížení po každém měření. Za pomoci Borgovy stupnice probandi udali číselné hodnoty, jejichž průměr od všech byl při chůzi bez holí 12,4 bodů (SD = 2,9), při NW-N 11,8 bodů (SD = 3,4), při NW-S 12,2 bodů (SD = 2,8) a při NW-M 15,8 bodů (SD = 2,5).

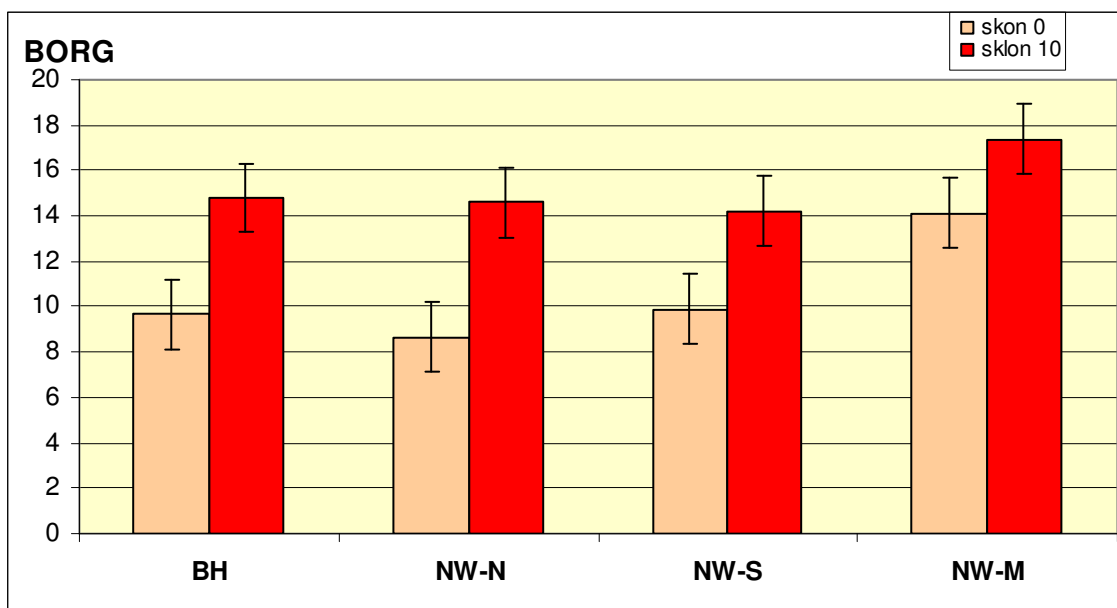
Při vzájemném porovnání chůze bez holí, NW-N a NW-S se ukázalo, že nedošlo ke statisticky nevýznamnému vzestupu ani poklesu hodnot subjektivně vnímaného úsilí. Naopak ke statisticky významnému zvýšení hodnot subjektivně vnímaného úsilí došlo při NW-M, a to při porovnání s chůzí bez holí o 3,4 bodů, s NW-N o 4 body i s NW-S o 3,6 bodů nezávisle na sklonu terénu (obr. 24).



Vysvětlivky: Borg – hodnoty subjektivně vnímaného úsilí, BH – chůze bez holí, NW-N - Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK.

Obrázek 24. Srovnání subjektivně vnímaného úsilí vyjádřeno v bodech Borgovy škály u jednotlivých variant vynaloženého úsilí HKK nezávisle na sklonu terénu

Při vzájemném porovnání chůze bez holí, NW-N a NW-S se ukázalo, že nedošlo ke statisticky nevýznamnému vzestupu ani poklesu hodnot subjektivně vnímaného úsilí. Naopak na obrázku 25. je na obou grafech patrná klesající tendence v hodnocení subjektivně vnímaného úsilí mezi chůzí bez holí a NW-N na sklonu 0 %, a to o 1 bod, na sklonu 10 % pak o 0,2 body. Tato klesající tendence v hodnocení subjektivně vnímaného úsilí se projevila i dále mezi NW-N a NW-S na sklonu 10 %, a to o 0,4 body. Naopak na obrázku x a obrázku y jsou patrné při porovnání chůze bez holí, NW-N a NW-S stoupající tendence objektivně měřené intenzity zatížení vyjádřené v % VO₂max a % TFmax na obou dvou sklonech.



Vysvětlivky: Borg – hodnoty subjektivně vnímaného úsilí, BH – chůze bez holí, NW-N - Nordic walking nízké úsilí HKK, NW-S – Nordic walking střední úsilí HKK, NW-M – Nordic walking maximální úsilí HKK, oranžový graf – sklon 0 %, červený graf – sklon 10 %.

Obrázek 25. Hodnoty subjektivně vnímaného úsilí vyjádřené v bodech Borgovy škály při chůzi bez holí, NW nízkým úsilím, NW středním úsilím a NW maximálním úsilím HKK na sklonu 0 % (n=9) a na sklonu 10 % (n=10)

7 DISKUSE

V našem výzkumu jsme se zaměřili na vliv úsilí vyvíjeného horními končetinami na metabolické a kardiovaskulární zatížení při NW. Předpokládáme, že vhodný výběr intenzity zatlačení do holí při odrazu nám pomůže docílit optimalizace intenzity zatížení organismu. Hlavním cílem práce bylo porovnat intenzity zatížení mezi běžnou chůzí a Nordic walking s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí horními končetinami za použití ukazatelů procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO₂max), procenta maximální tepové frekvence (% TFmax) a hodnot subjektivně vnímané intenzity zatížení (Borgova škála).

Výsledky ukázaly, že při NW s vyvíjením středního a maximálního úsilí HKK došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku (energetického výdeje) oproti chůzi bez holí a NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK. Je ale zajímavé, že nekoreluje vzestupná tendence spotřeby kyslíku u jednotlivých sklonů. Na sklonu 0 % došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku při NW s vyvíjením středního úsilí HKK o 9 % a maximálního úsilí HKK o 12,7 % oproti chůzi bez holí. Naopak na 10% sklonu došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku při NW s vyvíjením středního úsilí HKK pouze o 7,3 % a maximálního úsilí HKK pouze o 5,7 % oproti chůzi bez holí.

Z deseti probandů na 10% sklonu chodícího pásu měli nižší spotřebu kyslíku u NW s vyvíjením středního úsilí HKK oproti NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK tři ženy a jeden muž. Vznik tohoto jevu si vysvětlujeme kombinací nízké fyzické zdatnosti a nevhodné synchronizace měření. Měření NW s vyvíjením maximálního úsilí vždy bezprostředně navazovalo na desetiminutové měření NW s vyvíjením mírného úsilí. Pro většinu probandů byla lokomoce na 10% sklonu chodícího pásu velmi fyzicky náročná. Stačila pouhá chůze bez holí, aby se spotřeba kyslíku u většiny probandů pohybovala na úrovni laktátového prahu (anaerobního prahu). Jedna probandka dokonce dosáhla při NW s vyvíjením středního úsilí HKK na 10% sklonu pásu vyšších hodnot spotřeby kyslíku než při zátěžovém testu, a to o 2,3 % VO₂ max.

Nabízí se otázka, zda u méně trénovaných jedinců by nebylo vhodnější provádět měření zátěžového testu do maxima za pomoci NW, při kterém se díky aktivní práci HKK zapojí více svalů do pohybu, a tudíž by se docílilo větší spotřeby kyslíku než při pouhém běhu. Naopak u dobře trénovaných sportovců, by se mohlo dříve dosáhnout maximálního možného nastavení sklonu chodícího pásu, a to ještě před tím než by se dosáhlo maximálního

vyčerpání sportovce. A také při větších sklonech chodícího pásu se nepřiměřeně zatěžují Achillovy šlachy a lýtkový sval a mohlo by zde hrozit reálné zranění sportovce.

Podívejme se, jak se v jiných studiích docílilo zvýšené aktivity HKK při NW a s ní spojeného zvýšení energetického výdeje. Například Schiffer et al. (2009) se ve své studii zabývali vlivem různých povrchů (betonový, travnatý a tartanový povrch) na změnu fyziologických parametrů a silových parametrů vyvíjených HKK při NW. Bylo naměřeno statisticky významné zvýšení hodnot spotřeby kyslíku o $4 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ při NW na travnatém povrchu oproti NW na betonovém povrchu. Statisticky významné zvýšení hodnot spotřeby kyslíku odpovídá objektivně naměřenému zvýšenému působení axilárních sil HKK o 6,8 N při NW na travnatém povrchu ($43,3 \pm 13,7 \text{ N}$) oproti NW na betonovém povrchu ($36,5 \pm 14,5 \text{ N}$).

Díky měkkému podloží se zhoršily podmínky pro kvalitní odraz z hole. Probandi byli automaticky nuceni vynaložit větší sílu do odrazu, a zapojit tak svaly HKK aktivněji do pohybu. Díky intenzivnější práci svalů horní poloviny těla se objektivně zvýšil energetický výdej (vyjádřený spotřebou kyslíku).

Autoři studie nám ukázali možnost, jak lze díky měkkému terénu (0% sklon) efektivně zintenzivnit NW za pomoci práce HKK. Naše výsledky také prokázaly statisticky významné zvýšení naměřených hodnot spotřeby kyslíku o 5,3 % VO_2max při NW s vyvíjením středního úsilí HKK oproti NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK na 0% sklonu chodícího pásu.

Hodnoty získané ze siloměrů zabudovaných do holí při našem výzkumu zůstávají uložené na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci a jsou k dispozici hlavnímu vedoucímu projektu Fyziologické a biomechanické aspekty severské chůze a jejich využití v praxi, RNDr. Aleši Jakubcovi, Ph.D.

S dalším způsobem, jak je možné docílit větší efektivity práce HKK při NW, nás seznámili ve své studii Schiffer et al. (2010), kteří zkoumali vliv rozdílné váhy holí na změnu fyziologických a biomechanických parametrů. Výsledky ukázaly statisticky významné zvýšení hodnot spotřeby kyslíku při NW s holemi o hmotnosti 0,5 kg a NW s holemi o hmotnosti 1,5 kg oproti chůzi bez holí a NW s klasickými holemi.

Součástí studie bylo i povrchové snímání EMG signálů svalů HKK. Statisticky významné zvýšení svalové práce bylo naměřeno pouze u m. biceps brachi, a to pro všechny tři varianty NW s vahou holí 0,5 kg, 1 kg, 1,5 kg. Největší aktivita m. biceps brachi byla naměřena během švihové fáze, tj. nesení hole před tělo. Autoři zdůraznili, že při NW s vahou hole 1,5 kg došlo k narušení provádění správné techniky NW, a to zejména v odrazové fázi,

kteřá probíhala v semiflekčním držení LOK. Také zde byla zaznamenaná zvýšená aktivita šíjových svalů během celého pohybu.

Součástí diplomové práce je kapitola Kazuistika – rozbor videa NW, ve které jsem hodnotila videozáznamy chůze bez holí a NW s vyvíjením nízkého, středního a maximálního úsilí HKK. Při hodnocení NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK na 0% sklonu chodícího pásu jsem dospěla k závěrům, že při této zátěži probandka nebyla schopna dodržovat všechny prvky správné techniky, a to zejména odraz z hole, který nastal při 160° flexi LOK. Dá se předpokládat, že tento fakt svědčí o zvýšené aktivitě m. biceps brachi. Dále bylo patrné výrazné předsunuté držení hlavy a zvětšená protrakce a elevace ramen, což svědčí o zvýšené aktivitě šíjového svalstva. Také chyběla kontra rotace rameních pletenců, tj. nevznikalo zde protisměrné natáčením pánve a ramen, tzv. torzní pohyb páteře. Došla jsem k závěru, že bych NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK ve cvičební jednotce probandky nahradila cílenými cviky s hůlkami na posílení svalů HKK a trupu.

Dalším parametrem, který by mohl přispět ke zvýšení aktivity HKK je použití jiné délky holí. Hansen a Smith (2009) se zabývali problematikou, jak jsou při NW ovlivněny fyziologické parametry při použití různě dlouhých holí a zda změny fyziologických parametrů budou korelovat s hodnocením subjektivně vnímaného úsilí. Statisticky významné zvýšení spotřeby kyslíku zaznamenali pouze na 12% sklonu chodícího pásu při NW s použitím kratších holí o 7,5 cm v porovnání s hodnotami získanými při NW s ideální délkou holí. Avšak podle subjektivního hodnocení probandů nebyl významný rozdíl v komfortu NW s kratší délkou holí v porovnání s NW s ideální délkou holí.

Bohužel, autoři ve studii neuvádějí, zda toto navýšení spotřeby kyslíku způsobila zvýšená aktivita svalů HKK, nebo naopak navýšená aktivita svalů DKK a trupu. Myslím si, že probandi s kratší délkou hole na 12% sklonu měli zhoršené podmínky provedení aktivního odrazu z hole, který zákonitě musel probíhat v semiflexi LOK. Dá se předpokládat, že tento fakt opět svědčí o zvýšené aktivitě m. biceps brachi a šíjových svalů.

Figard-Fabre et al. (2010) ve své studii hodnotili vliv správné techniky NW na fyziologické parametry, a to při porovnání spotřeby kyslíku před a po dokončení 4týdenního výcviku. Výsledky ukázaly, že pro daný organizmus je méně fyzicky náročný NW po zvládnutí správné techniky. Ve studii byla správnost techniky NW hodnocena dvěma vyškolenými instruktory z asociace INWA. Při hodnocení se zaměřili na prožitek z NW, náklon trupu, rotaci ramenních pletenců, rotaci pánve, mírnou flexi v loketním kloubu při přenosu hole před tělo, pohyb holí v diagonálním směru, přirozenou délku kroku, otevření dlaně za tělem, propnutý loket při odrazu z hole a aktivní práci chodidla. Díky této studii je

jasné, že semiflexe LOK při odrazu z hole a zvýšená aktivita šijového svalstva během celého pohybu nepatří ke správné technice NW a způsobuje patologické přetěžování svalů krční páteře a rameních pletenců.

Hansen a Smith (2009) dále dospěli k výsledkům, že na 0% sklonu běžícího pásu je energetický výdej o 67 % vyšší při NW s ideální délkou holí než při chůzi bez holí. Rozdíl v energetickém výdeji mezi NW a chůzi bez holí byl již menší na sklonech -12 % a 12 %.

V našem výzkumu jsme dospěli k menším rozdílům v naměřených hodnotách spotřeby kyslíku. Na sklonu 0 % došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku při NW s vyvíjením středního úsilí HKK o 9 % a maximálního úsilí HKK o 12,7 % oproti chůzi bez holí. Naopak na 10% sklonu došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku při NW s vyvíjením středního úsilí HKK pouze o 7,3 % a maximálního úsilí HKK pouze o 5,7 % oproti chůzi bez holí.

Předpokládám, že tak velké rozdíly v naměřených hodnotách spotřeby kyslíku způsobil rozdílný výběr rychlosti pro NW a chůzi bez holí. Naši probandi měli konstantní rychlost pro NW i pro chůzi bez holí. Rychlost jim byla vybrána tak, aby technika NW byla co nejoptimálnější. Pro chůzi bez holí už tato rychlost byla příliš vysoká. Naopak probandi v uvedené studii si volili rychlost sami, a to jinou při NW a jinou při chůzi bez holí.

Tato skutečnost nám dokazuje, že dalším faktorem, který nejvíce ovlivňuje stupeň intenzity zatížení, je zvolená rychlost pohybu. Rychlost NW se dá stupňovat do mírného joggingu až rychlého běhu s holemi. Kukkonen-Harjula et al. (2007) testovali u 121 žen tréninkový efekt u rychlostní chůze a NW na kardiovaskulární a neuromuskulární zdatnost. Při porovnání průměrných hodnot fyziologických parametrů při NW a rychlé chůzi autoři zjistili pouze statisticky nevýznamné rozdíly. Významně se zvýšila pouze síla DK při testu dřepu na jedné noze u skupiny rychlostní chůze. Tato skutečnost nám dokazuje rovnoměrnější zatížení horních a dolních končetin při NW oproti nadměrné aktivitě DKK při rychlé chůzi. Oba tréninkové programy byly autory označeny za bezpečné s podobným zvyšujícím efektem na kondici probandů.

Durch, Ernest a Morss (2002) se ve své studii zabývali porovnáním fyziologických parametrů NW a chůze bez holí v reálných venkovních podmínkách (chůze na 200 m ovále na poli, 0% sklon terénu). Výsledky dále ukázaly, že při chůzi s holemi signifikantně vzrostla spotřeba kyslíku, energetická spotřeba i srdeční frekvence v porovnání s chůzí bez holí. Vyjádřeno v procentech: u žen se zvýšila spotřeba kyslíku o 19,9 % a u mužů vzrostla o 20 %. A to vše bez postřehnutého zvýšení námahy (Borgova škála), jak subjektivně po výkonu hodnotili probandi. V této studii šli probandi takovou rychlostí, aby se intenzita pohybovala

v aerobním pásmu zatížení. Probandi chodili po měkčím podloží, kde byli automaticky nuceni vynaložit větší sílu do odrazu, a zapojit tak svaly HKK aktivněji do pohybu.

Předpokládám, že v porovnání s naší studií vznikl velký rozdíl naměřených hodnot, a to jako důsledek nevhodného výběru spektra probandů účastnících se našeho výzkumu. Většina výzkumu se specifikuje buď na ženy, nebo muže ve stejné výkonnostní a věkové kategorii. My jsme měřili pět žen a pět mužů ve věkovém rozmezí 19 – 30 let, kterými byli studenti fyzioterapie, ale také studenti rekreologie a tělesné výchovy, u kterých lze předpokládat větší fyzickou zdatnost.

Rychlost chůze i NW je spojena s délkou kroku. Při NW by měla být chůze díky zapojení svalů HKK efektivnější, rychlejší s prodlouženou délkou kroku. Stief at al. (2008) se ve své studii zabývali rozdílem zatížení kloubů dolních končetin během NW, chůze a běhu. Výsledky ukázaly, že při došlapu je signifikantně větší EX kolenních kloubů a také rozsah pohybu v transverzální rovině do VR a ZR je výrazně větší při NW než při chůzi či běhu. Zvětšená EX kolenních kloubů při NW v porovnání s chůzí je vysvětlena větší FL v hlezenním a kyčelním kloubu při došlapu (dopadu paty na podložku). Větší FL způsobuje delší krok. Delší krok zapříčinil i zvýšení addukčního úhlu DKK. Výsledky ukázaly, že NW nepřináší žádné biomechanické výhody pro DKK. Stief at al. (2008) nedoporučují NW jako vhodnou pohybovou aktivitu lidem, kteří hledají biomechanické odlehčení dolních končetin (např. obezita, časný stav po ortopedických operacích, osteoartróza). Ke stejným pochybnostem dospěli i autoři Hansen et al. (2008).

Našeho výzkumu se zúčastnili pouze zdraví jedinci. Z úvodního dotazníku zaměřeného na operace a úrazy DKK, HKK, trupu a hlavy jsme vyřadili nevhodné probandy (např. stav po operaci předního zkříženého vazy). Jako instruktor NW jsem se setkala ve většině lázní v České republice zaměřených na ortopedické pacienty s nabídkou výuky NW jako součásti rehabilitační léčby. Ve většině případů tito pacienti po skončení výukové hodiny NW stále používali hole k opoře a odlehčení postižené dolní končetiny. Osobně jsem se setkala i s případem, kdy pacientka po komplikované bimalleolární zlomenině měla natolik omezený rozsah pohybu v hlezenním kloubu, že ji úplně znemožňoval provést odraz z dané dolní končetiny. Zůstává tedy otázkou, pro jaký typ a stupeň postižení DKK je provádění NW vhodné, bezpečné a s dostatečným léčebným efektem?

Kračmar, Tlašková a Mrůzková (2008) ve své studii dospěli k závěru, že NW je ideální pohybovou aktivitou po ukončené rehabilitaci, a to zejména při akutních či chronických obtížích v oblasti paží, pletence ramenního a trupu.

Fučík (2011) dospěl ve své studii, zabývající se vlivem NW na vybrané posturální svaly, k závěru, že došlo ke snížení svalového tonu v m. trapezius u 77,5 % probandů vpravo a u 75 % probandů vlevo. Z těchto výsledků usuzuje, že této změny bylo dosaženo díky práci svalů v uzavřeném kinematickém řetězci a odlehčení těchto svalů v jejich antigravitační funkci.

Vliv cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci při rehabilitaci ramena zkoumali Tucker a Campbell (2008), kteří dospěli k závěru, že je vhodné cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci kvůli využití kokontrakce svalů a zvýšení proprioceptivních informací z ramenního pletence.

Lze předpokládat kladné ovlivnění v oblasti ramenního pletence a šíjových svalů (zejména m. trapezius) při provozování správné techniky NW, díky vytvoření dalšího punctum fixum na holi, pomocí něhož se docílí práce svalů ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci.

Díky tomuto faktu lze vzniklé svalové souhry při NW připodobnit svalovým souhrám popisovaným při reflexním plazení. Součástí kineziologického obsahu pohybu při reflexním plazení je jako nezastupitelný atribut zajišťující funkční centrované postavení kloubů kokontrakce funkčních antagonistů. Reprezentantem této skutečnosti je u pletence ramenního kokontrakce m. biceps brachii - caput longum a m. triceps brachii - caput longum ve funkci lokomoční ve fázi opěrné (stojné) v rámci krokového cyklu (Kolář, 2001).

Hartvigsen, Morso a Manniche (2010) se ve své studii zaměřili na efektivitu NW při léčbě chronické bolesti zad (low back pain). Výsledky ukázaly, že se u probandů docílilo snížení dávek analgetické medikace. U pacientů s chronickou bolestí bývají diagnostikovány aktivní reflexní změny v m. quadratus lumborum. Problematikou vlivu NW na vybrané posturální svaly se ve své diplomové práci zabýval Fučík (2011). Prostřednictvím vyšetření reflexních změn v m. quadratus lumborum před a po skončení půlhodinového NW a v porovnání získaných výsledků před a po půlhodinové chůzi bez holí, dospěl k těmto závěrům. „U m. quadratus lumborum došlo ke snížení svalového tonu u 70 % probandů vpravo a u 75 % probandů vlevo. Usuzujeme, že k těmto změnám došlo díky rozložení váhy mezi HK a DK a dvoj- až trojporové fázi během chůze. Véle (2006) popisuje míru náročnosti na stabilizaci trupu při chůzi, kdy při rychlejší chůzi je náročnost menší díky setrvačným silám. NW díky

zapojení horních končetin je stabilnější a dochází tedy k menším nárokům na stabilizační svaly. Díky kumulaci méně náročné stabilizace a usuzovanému zapojení HSS předpokládáme zmenšení nároků na stabilizaci pro m.QL.“ (Fučík, 2011, 59)

Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006) ve své studii, zabývající se EMG měřením vybraných svalů při Nordic walking, došli k těmto závěrům: celková práce m. latissimus dorsi je signifikantně vyšší a aktivita kontralaterálního m. gluteus maximus a medius a homolaterálního m. obliques abdominis externus je signifikantně nižší při porovnání s běžnou chůzí. Tento fakt je vysvětlen větším podílem m. latissimus dorsi na dynamické stabilizaci trupu.

Problematikou využití NW jako způsobu rehabilitační léčby u vadného držení těla jsem se zabývala v kapitole Kazuistika – rozbor videa NW u jednoho vybraného probanda. Předpokládala jsem u své probandky, že při dodržování správné techniky NW dojde k omezení přetěžování Th-L přechodu v porovnání s chůzí bez holí. Správnou technikou NW měla docílit napříměného držení trupu, úpravy předsunutého držení hlavy a uvolnění šíjových svalů. Při NW probandka měla získat použitím holí punktum fixum i na HKK a díky této skutečnosti mělo dojít k úpravě dýchacího stereotypu (aktivace bráničního dýchání) a k úpravě vadného držení těla (aktivace HSS).

Probandce se délka kroku zkrátila a rotace pánve se zmenšila oproti chůzi bez holí. Zkvalitnilo se odvíjení chodidla s aktivním odrazem z palce. Trup se napřímil, ale zvýraznilo se předsunuté držení hlavy a zvýraznilo se také skoliotické držení trupu, především při stojné fázi pravé DK. Chyběla kontrarotace ramenních pletenců. Došlo ke zvýraznění bederní lordózy a anteverze pánve.

Došla jsem k závěru, že aktivní cvičení NW s vyvíjením mírného a středního úsilí HKK bych probandce doporučila až po absolvování rehabilitační léčby zaměřené na aktivaci HSS a korekci vadného držení těla s úpravou patologických pohybových vzorů.

Nabízí se zde doporučení, že u pacientů s chronickou bolestí zad a krční páteře a u pacientů s vadným držením těla by bylo vhodné zkombinovat při jejich rehabilitační léčbě individuální cvičení zaměřené na aktivaci HSS a skupinové cvičení zaměřené a na výuku a kondiční trénink NW.

Z našich výsledků vyplývá, že chůze bez holí a NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK jsou stejně fyzicky náročné. Naopak NW s vyvíjením středního a maximálního úsilí HKK statisticky významně zvyšuje výdej energie a procento maximální tepové frekvence oproti běžné chůzi bez holí. Probandy uvedené hodnoty subjektivně vnímaného úsilí nekorelují

s objektivně naměřenými hodnotami intenzity zatížení organismu. Našimi probandy je chůze bez holí vnímaná subjektivně náročnější než NW s vyvíjením středního a maximálního úsilí HKK.

Tohoto faktu lze využít v rehabilitaci kardiaků. Jak uvádí Stejskal a Vyskočil (2005), v porovnání se svižnou chůzí je u NW prováděného stejnou rychlostí zřetelné zvýšení intenzity zatížení organismu (zvýšení TF a VO_2) bez známek poruch rytmu nebo ischemie myokardu.

K podobným závěrům došli i Kocur et al (2009), kteří se zabývali vlivem NW jako časné rehabilitační pohybové léčby na pracovní kapacitu a tělesnou zdatnost u pacientů po akutním koronárním syndromu. Po skončení třítydenního rehabilitačního programu měla NW skupina signifikantně vyšší naměřené pracovní kapacity, než jaké dosáhla kontrolní skupina absolvující běžnou RHB léčbu. Při porovnání pracovních kapacit pacientů ze skupiny NW a ze skupiny trénující rychlou chůzi nebyly zjištěny statisticky významné odchylky. Autoři dospěli k závěru, že NW je ideální kondiční cvičení v kardiální rehabilitaci, stejně jako rychlá chůze.

Lze tedy NW doporučit jako vhodnou pohybovou léčbu u interních pacientů, kteří chtějí pozitivně ovlivnit kardiovaskulární systém, zvýšit fyzickou kondici, redukovat hmotnost a pozitivně ovlivnit metabolické děje v organismu, např. snížit hladinu cukru v krvi.

Gram et al. (2010) se ve svém výzkumu zabývali otázkou, jaký vliv má NW a cvičení v posilovně na zdravotní stav pacientů s diabetem mellitem II. typu. Výsledky ukázaly, že žádný ze sledovaných parametrů (např. hodnota glukózové tolerance, krevní tlak, množství HDL cholesterolu, atd.) nebyl statisticky významně změněn u obou skupin. Bohužel, pohybová terapie probíhala s nízkou frekvencí cvičení a to první 2 měsíce 2x týdně a druhé dva měsíce 1x týdně 45 minut.

Aby pohybová terapie např. pomocí NW měla pozitivní efekt pro náš organizmus, je zapotřebí dodržovat základní pravidlo „být FIT“: frekvence (frequency) pohybové aktivity alespoň 3x týdně, intenzita (intensity) zatížení v optimálním pásmu (alespoň 60 % VO_{2max}) a čas (time) trvání pohybové aktivity alespoň 30 min (Stejskal, 2004). Dalším z důležitých faktorů správné efektivity léčby je dobrá adherence pacientů k pohybové léčbě následovaná změnou životního stylu s důrazem na celkové zvýšení kvality života.

8 ZÁVĚR

Hlavní cíl práce:

Porovnat intenzity zatížení při běžné chůzi a při NW s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí HKK bez vlivu sklonu chodícího pásu.

Spotřeba kyslíku (% VO_2max):

- Při NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,3 % oproti chůzi bez holí.
- Při NW s vyvíjením středního úsilí HKK došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku o 8,1 % oproti chůzi bez holí.
- Při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku o 9 % oproti chůzi bez holí.

Tepová frekvence (% TFmax):

- Při NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení tepové frekvence o 2,3 % oproti chůzi bez holí.
- Při NW s vyvíjením středního úsilí HKK došlo ke statisticky významnému zvýšení tepové frekvence o 5,9 % oproti chůzi bez holí.
- Při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK došlo ke statisticky významnému zvýšení tepové frekvence o 10 % oproti chůzi bez holí.

Subjektivně vnímané úsilí (body Borgovy škály):

- Při NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK došlo ke statisticky nevýznamnému snížení subjektivně vnímaného úsilí o 0,6 bodu oproti chůzi bez holí.
- Při NW s vyvíjením středního úsilí HKK došlo ke statisticky nevýznamnému snížení subjektivně vnímaného úsilí o 0,2 bodu oproti chůzi bez holí.
- Při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK došlo ke statisticky významnému zvýšení subjektivně vnímaného úsilí o 3,4 bodů oproti chůzi bez holí.

Dílčí cíl:

Analyzovat a interpretovat vliv změny sklonu chodícího pásu (0 % a 10 %) na změnu intenzity zatížení při vzájemném porovnání chůze bez holí, NW s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí HKK.

Sklon 0 %:

- Při NW- N došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,5 % oproti chůzi bez holí.
- Při NW- S došlo ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku o 5,3 % oproti NW - N.
- Při NW- M došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,7 % oproti NW- S.

Sklon 10 %:

- Při NW- N došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3 % oproti chůzi bez holí.
- Při NW- S došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 4,4 % oproti NW - N.
- Při NW- M došlo ke statisticky nevýznamnému snížení spotřeby kyslíku o 1,7 % oproti NW- S.

Výsledky ukázaly, že probandi umí lépe rozlišit změnu vyvíjeného úsilí HKK na sklonu 0 % než na sklonu 10 % chodícího pásu. Tento fakt si vysvětlujeme velkou fyzickou náročností lokomoce do 10% sklonu chodícího pásu. Stačila pouhá chůze bez holí na 10% sklonu, aby se spotřeba kyslíku u většiny probandů pohybovala v blízkosti úrovně laktátového prahu (anaerobního prahu).

Výzkumné otázky:

- Odpověď na první výzkumnou otázku zní: statisticky významného rozdílu zvýšení energetického výdeje (spotřeby kyslíku vyjádřené v % VO_2max) bylo dosaženo pouze při porovnání NW-N a NW-S na 0% sklonu chodícího pásu.
- Odpověď na druhou výzkumnou otázku zní: při porovnání naměřených hodnot energetického výdeje (spotřeby kyslíku vyjádřené v % VO_2max) mezi chůzí bez holí a NW-N nebylo zjištěno žádné statisticky významné zvýšení. Z toho vyplývá, že chůze bez holí a NW-N jsou stejně fyzicky náročné.

- Odpověď na třetí výzkumnou otázku zní: probandy uvedené hodnoty subjektivně vnímaného úsilí (Borgova škála) nekorelují s objektivně naměřenými hodnotami intenzity zatížení organismu (% VO₂max a % TFmax). Probandy je chůze bez holí vnímaná subjektivně náročnější než NW- N a NW-S.

Závěrem lze říci, že se nám podařilo dosáhnout hlavního i všech vedlejších cílů a nalézt odpovědi na všechny položené výzkumné otázky.

9 SOUHRN

Nordic walking je relativně mladá pohybová aktivita pocházející z Finska. Je to aktivní chůze se speciálně upravenými chodeckými holemi. Charakteristickým rysem NW je přirozeně biomechanicky správná chůze a vhodně nastavená postura udržovaná ve všech aspektech pohybu. Správná technika používání holí významně zintenzivní proces chůze díky zapojení svalů horních končetin do pohybu. Hlavním úkolem této diplomové práce bylo zanalyzovat intenzitu zatížení při běžné chůzi a při NW s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí HKK. Tato diplomová práce je součástí velkého výzkumu probíhajícího na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, který má za úkol podrobně popsat vliv NW na lidský organismus.

Hlavním cílem práce bylo porovnat intenzity zatížení při běžné chůzi a Nordic walking s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí horními končetinami za použití ukazatelů procenta maximální spotřeby kyslíku (% VO_{2max}), procenta maximální tepové frekvence (% TF_{max}) a hodnot subjektivně vnímané intenzity zatížení (Borgova škála), a to vše nezávisle na sklonu terénu. Dílčím cílem práce bylo analyzovat a interpretovat vliv změny sklonu chodícího pásu (0 % a 10 %) na změnu intenzity zatížení při vzájemném porovnání chůze bez holí, NW s vyvíjením mírného, středního a maximálního úsilí HKK. Dále byla zkoumána korelace subjektivně vnímaného úsilí (Borgova škála) s objektivně naměřenou intenzitou zatížení vyjádřenou % VO_{2max} a % TF_{max} .

Výzkumný soubor tvořilo 10 zdravých studentů, 5 mužů (BMI 22,70 - 0,80, VO_{2max} 62,68 - 1,49) a 5 žen (BMI 22,71 - 1,62, VO_{2max} 44,1 - 2,62) ve věkovém rozmezí 20-30 let. Testování proběhlo ve standardizovaných laboratorních podmínkách. Všichni probandi se zúčastnili vyšetření vedeného fyzioterapeutem (kineziologický rozbor), stupňovaného zátěžového testu do maxima, výuky NW a vlastních měření, která byla zaznamenávána dvěma videokamerami. Každé měření proběhlo v časovém úseku 10 min. S výjimkou měření maximálního úsilí, které následovalo bezprostředně po 10 min chůze s holemi nízkým úsilím v časové délce odvislé na fyzické kondici testovaného jedince (1,5 min - 3 min). Každý proband se zúčastnil 12 měření: 8x chůze s holemi a 4x chůze bez holí. Všechny testy proběhly na běžeckém ergometru LODE Valiant (Holandsko).

Výsledky ukázaly, že použití holí s vyvíjením nízkého úsilí HKK vede ke statisticky nevýznamnému zvýšení spotřeby kyslíku o 3,3 % oproti chůzi bez holí. Naopak se hodnota spotřeby kyslíku (energetického výdeje) statisticky významně zvýšila při NW s vyvíjením

středního úsilí HKK o 8,1 % a při NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK o 9 % oproti chůzi bez holí. Ty samé výsledky statistické významnosti byly zjištěny i pro druhý ukazatel intenzity zatížení, změnu tepové frekvence uváděnou v % TFmax. U třetího ukazatele, subjektivně vnímaného úsilí, nedošlo ke statisticky významnému vzestupu ani poklesu hodnot při porovnání chůze bez holí, NW s vyvíjením nízkého úsilí HKK a NW s vyvíjením středního úsilí HKK. Tyto výsledky vedly ke zjištění, že subjektivně vnímané úsilí intenzity zatížení nekoreluje s objektivním hodnocením intenzity zatížení vyjádřeným v % VO₂max a % TFmax. Výsledky dílčího cíle prokázaly, že probandi umí lépe rozlišit změnu vyvíjeného úsilí HKK na sklonu 0 % než na sklonu 10 % chodícího pásu.

Z uvedených výsledků vyplývá, že NW s vyvíjením středního a maximálního úsilí HKK statisticky významně zvyšuje energetický výdej (charakterizovaný % VO₂max) a % TFmax oproti běžné chůzi bez holí. Lze tedy NW doporučit jako vhodnou pohybovou léčbu u interních pacientů, kteří chtějí pozitivně ovlivnit kardiovaskulární systém, zvýšit fyzickou kondici, redukovat hmotnost a pozitivně ovlivnit metabolické děje v organismu, např. snížit hladinu cukru v krvi.

Součástí práce je i kazuistika vybraného probanda, kde jsem vyhodnocovala kineziologický rozbor a videozáznamy jednotlivých měření. Došla jsem k závěru, že aktivní cvičení NW s vyvíjením mírného a středního úsilí HKK by bylo pro probandku efektivnější až po absolvování rehabilitační léčby zaměřené na aktivaci HSS a korekci vadného držení těla s úpravou patologických pohybových vzorů. NW s vyvíjením maximálního úsilí HKK bych ve cvičební jednotce probandky nahradila cílenými cviky s hůlkami zaměřené na posílení svalů HKK a trupu.

10 SUMMARY

Nordic walking is a relatively new locomotive activity originating in Finland. It is active walking with specially adjusted walker's poles. Characteristic features of nordic walking are naturally biomechanically proper walking and suitably adjusted postural sustained in all aspects of locomotion. Correct technique of pole usage makes walking process notably intensive thanks to participation of arm muscles in locomotion. The main aim of this diploma thesis is to analyze intensity of loading at common walking and nordic walking with generating low, medium and maximum upper limbs effort. This diploma thesis is a part of an extensive research ongoing at the Faculty of Physical Culture, Palacký University, which is focused on detailed description of influence of nordic walking on human organism.

The main aim of this diploma thesis is to compare intensity of loading at common walking and nordic walking with generating low, medium and maximum effort of arms at usage of indicators of maximum oxygen consumption percentage (% VO₂max), percentage of maximum pulse rate (% HRR) and values of subjectively perceived loading intensity (Borg's rating), independent on terrain slope. Partial task is to analyze and interpret influence of slope change of walking belt (0% and 10%) on change of load intensity at mutual comparison of walking without poles, nordic walking with generating low, medium and maximum effort upper limbs. Further mutual correlation of subjectively perceived effort (Borg's rating) and objectively measured load intensity formulated by % VO₂max and % HRRmax.

The research set consisted of 10 healthy students, 5 men (BMI 22.70 - 0.80, VO₂max 62.68 - 1.49) and 5 women (BMI 22.71 - 1.62, VO₂max 44.1 - 2.62), age range 20 -30. Testing took place at standardized laboratory conditions. All probands underwent examination lead by a therapist (kinesiologic analysis), graded load test up to maximum, learning nordic walking and measurement itself, which was recorded by two video cameras. Each measurement took place in time interval of 10 minutes. With exception of maximum effort measurement, which followed immediately after 10 minutes of walking with the poles at low effort in time length coherent to physical condition of tested proband (1.5 - 3 minutes). Each proband underwent 12 measurements: 8 times walking with the poles and four times without the poles. Each test took place on runner's ergometer LODE Valiant (the Netherlands).

The results proved that usage of the poles with low upper limbs effort leads to statistically insignificant increase in oxygen consumption of 3.3 % in comparison with walking without the poles. On the contrary the value of oxygen consumption (energy

expenditure) was statistically significantly increased at nordic walking with generating medium upper limbs effort of 8,1 % and at nordic walking with generating maximum upper limbs effort of 9 % comparing to walking without the poles. The same statistical relevance was detected at the second indicator of load intensity, change of pulse frequency declared in % HRR. At the third indicator, subjectively perceived effort, no statistically significant increase or decrease took place at comparison of walking without the poles, nordic walking with generating of low effort upper limbs and nordic walking with generating medium effort upper limbs. These results lead to findings that subjectively perceived effort of load intensity does not correlate to objective evaluation of load intensity represented by % VO₂max and HRR. The results of partial aim proved that the probands can differ change of generated upper limbs effort at slope of 0 % better than at slope of 10 % of walking band. It implies from the results that nordic walking with generating medium and maximum upper limbs effort increases energy expenditure statistically significantly (characterized by VO₂max) and % HRR comparing to common walking without the poles. It is possible to recommend nordic walking as suitable treatment at internal patients, who want to influence their cardiovascular system positively, increase their physical condition, reduce their weight and influence their metabolic processes, e.g. lower carbohydrate level in blood.

The part of the diploma paper is a case report of a selected proband, where I evaluated kinesiological analysis and video recordings of single measurements. I came to conclusion that active exercise of nordic walking with generating low and medium upper limbs effort would be for one proband more effective after completion of rehabilitative treatment aimed to deep stability system activation and correction of defective body-control with adjusting pathological kinetic pattern. I would replace nordic walking with generating maximum effort with targeted exercise with the poles aimed to reinforcement of muscles of upper limbs and torso at proband's exercise unit.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

Bačáková, R., Dufková, A., & Kračmar, B. (2008). Aktivita musculus latissimus dorsi při práci horních končetin. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 110-113.

Bartůňková, S. (2007). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení* [Vysokoškolská skripta]. Praha: Nakladatelství Karolinum, Karlova Univerzita.

Durch, T. S., Ernest, C. P., & Morss G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with nordic walking. *Research quarterly for exercise and sport*, 3, 296-300.

Dylevský, I., Kálal, J., Kolář, P., Korbelař, P., Kučera, M., Noble, C., & Otálel, S. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada Publishing.

Eijkeren, F. J. M., Reijmers, R. S. J., Kleinveld, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P., & Bloem, B. R. (2009). Nordic walking improves mobility in parkinson's disease. *Movement disorder society*, 15, 2239-2243.

Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonard, 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.

Fučík, A. (2011). *Vliv Nordic Walking na vybrané posturální svaly*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Gnad, T., & Psotová, D. (2005). *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum.

Gram, B., Christensen, R., Christiansen, C., & Gram, J. (2010). Effects of nordic walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: a randomized controlled trial. *Clinical journal of sport medicine*, 5, 355 – 361.

Hamar, D., & Lipková, J. (2001). *Fyziológia telesných cvičení*. Bratislava: Univerzita Komenského.

Hansen, E. A., & Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during nordic walking with different pole lengths. *Journal of strength and conditioning research*, 4, 1187-1194.

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*, 4, 436-441.

Hartvigsen, J., Morsø, 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. *BMC Musculoskeletal disorders*, 11, 1-9.

Havlíčková, L., Bartůňková, S., Dlouhá, R., Melichna, J., Šrámek, P., & Vránová, J. (2004). *Fyziologie tělesné zátěže I. Obecná část* [Učební text]. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.

Hugo, J., & Vokurka, M. (2005). *Velký lékařský slovník*. Praha: Maxdorf.

Chýlková, J. (2009). Možnosti využití nordic walking v léčbě a rehabilitaci pacientů s vadami pohybového ústrojí. *Pohybové ústrojí, pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*, 1-2, 127-129.

Jivegård, L. E. H. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *European journal of vascular and endovascular Surgery*, 36, 695-696.

Jürimäe, T., Meema, K., Karelson, K., Purge, P., & Jürimäe, J. (2009). Intensity of nordic walking in young females with different peak O₂ consumption. *Clinical physiology and functional imaging*, 5, 330-334.

Kapandji, I. A. (1982). *The physiology of the joints*. London: Churchill livingstone.

Kračmar, B., Novotný, P. O., Mrůzková, M., Dufková, A., & Suchý, J. (2007). Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*, 1, 3-13.

Kračmar, B., Tlašková, P., & Mrůzková, M. (2008). Geneticky determinovaný pohybový program při zapojování svalů v oblasti ramenního pletence při nordic walking. *Rehabilitácia*, 2, 67-73.

Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2007). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 101-106.

Kocur, P., Deskur-Śmielecka, 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.

Kuchyňka, P. (2005). *Maximální tepová rezerva a spotřeba kyslíku při práci v setrvalém stavu a stupňovaném zatížení do maxima*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Kukkonen-Harjula, K., Hiilloskorpi, H., Mänttari, A., Pasanen, M., Parkkari, J., Suni, J., Fogelholm, M., & Laukkanen, R. (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*, 4, 316–323.

Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152-164.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Krobot, A., Míková, M., & Bastlová, P. (2004). Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 88-94.

Máček, M., & Máčková, J. (1997). *Fyziologie tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita v Brně, Pedagogická fakulta.

Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.

Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: Role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 68-71.

Mommertová - Jauchová, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Plot.

Novotná, V., Čechovská, I., & Bunc, V. (2006). *Fit programy pro ženy*. Praha: Grada Publishing.

Perrey, S., & Fabre, N., (2008). Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. *Journal of sports science and medicine*, 7, 32-38.

Placheta, Z., et al. (2001). *Zátěžové vyšetření a pohybová léčba ve vnitřním lékařství*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.

Rokyta R., et al.(2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.

Schiffer, T., Knicker, A., Dannöhl, R., & Strüder, H., K. (2009). Energy cost and pole forces during nordic walking under different surface conditions. *Medicine & science in sports & exercise*, 3, 663-668.

Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., & Strüder, H. K. (2006). Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *European journal of applied physiology*, 1, 56-61.

Schiffer, T., Knicker, A., Montanarella, M., & Stüder, H. K. (2010). Mechanical and physiological effects of varying pole weights during nordic walking compared to walking. *European journal of applied physiology*, 10, 1121-6.

Smith, G., & Hansen, E. A. (2009). Energy expenditure and comfort during nordic walking with different pole lengths. *Journal of strength and conditioning research*, 4, 1187-1194.

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 et slovacca*, 4, 158-165.

Trojan, S., et al. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing.

Trucker, S. V., & Campbell, B. M. (2008). Electromyography of three scapular muscles: a comparative analysis of the cuff link device and standard push-up. *Journale of Athletic Training*, 5, 464-469.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Vilikus, Z., Brandejský, P., & Novotný, V. (2004). *Tělovýchovné lékařství*. Praha: Karolinum.

Vích, A. (2008). *Vliv severských holí na dynamickou strukturu chůze*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip, svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada publishing.

Vystrčil, M. (2004). *Severská chůze*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 5, 2-8.

www.severska.chůze.cz (2010). *Praktický průvodce pro instruktora NW* [studijní skriptum].

Internetové stránky:

International Nordic Walking Federation. (2010). *Definition of nordic walking*. Retrieved 15. 4. 2011 from the world wide web: http://inwa-nordicwalking.com/index.php?option=com_content&view=article&id=58&Itemid=125

Laukkanen R. (2009). *Research on the benefits of nordic walking*. Retrieved 15.4. 2011 from the world wide web: <http://www.nordicwalkingusa.com/research.htm>.

54 zdrojů (1 anonymní)

20 cizojazyčných zdrojů

28 článků

Obrázky:

Obrázek 1.: Retrieved 15.4.2011 from the world wide web:
<http://hundredtenpounds.wordpress.com/2010/07/21/is-walking-a-workout/>

Obrázek 3., 4., 5.: Matoušková., M. (2009). *Nordic walking: fyziologické a zdravotní aspekty*.
Diplomová práce, Univerzita Karlova V Praze, Druhá lékařská fakulta.

Obrázek 6.: Retrieved 15.4.2011 from the world wide web:
<http://www.nordicwalking.nolimit.cz/technika-chuze>

Obrázek 7.: Retrieved 15.4.2011 from the world wide web:
<http://www.sportnet.com.pl/nordic.html>

Obrázek 8.: Retrieved 15.4.2011 from the world wide web:
<http://www.livefortheoutdoors.com/News-Landing/Search-Results/Competitions-and-offers/Win-09-Exel-Nordic-Walking-Poles-and-accessories-worth-125/>

Obrázek 9.: Retrieved 15.4.2011 from the world wide web:
<http://nordicwalkingusa.blogspot.com/>

Obrázek 10.: Retrieved 15.4.2011 from the world wide web: <http://www.cz-nordicwalking.com/vybaveni>

12 SEZNAM PŘÍLOH

1. Vyjádření Etické komise FTK UP
2. Borgova škála
3. Certifikát instruktora NW

Příloha 1

Vyjádření Etické komise FTK



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

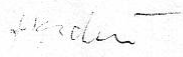
pod jednacím číslem: 30/2009

dne: 15. října 2009.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici 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 2

Borgova škála

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	

Příloha 3

Certifikát instruktora NW



severská chůze

Certifikát instruktora NORDIC WALKING

Jarmila Endrlová

získává na základě proškolení kurzu 1. a 2. stupně Nordic Walking (NW)
v rozsahu 25 hodin. Jmenovaný splnil kritéria pro udělení certifikátu a může
garantovat zlatou známku Nordic Walking Point.



Instruktor NW „umí“, ... samostatně a elegantně zvládá techniku Nordic Walking, dokáže ji předvést a poradit jak správně „na to“ s holemi. Sdělí, čím je tento pohyb jedinečný a přínosný. Poradí s výběrem správných holí, s jejich nastavením, celkovým vybavením, doporučí vhodné terény, podá praktické informace a inspiruje k pravidelnému praktikování Nordic Walking.

Místo: Jezírko
Datum: 29. 8. 2010

Podpis:

Mgr. Miroslav Mira

(Vedoucí lektor kurzu, Instruktor INWA 2003)