

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

# **Vliv krokové frekvence nordické chůze na metabolické a kardiovaskulární zatížení**

Diplomová práce

Autor: Bc. Stanislava Hromádková, Fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, PhD.

Olomouc 2011

## Bibliografická identifikace

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Stanislava Hromádková  
**Název diplomové práce:** Vliv krokové frekvence nordické chůze na metabolické a kardiovaskulární zatížení  
**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie  
**Vedoucí diplomové práce:** PhDr. David Smékal, PhD.  
**Rok obhajoby diplomové práce:** 2011

**Abstrakt:** Cílem výzkumu bylo zjistit, jak zvýšení a snížení krokové frekvence při nordické chůzi ovlivňuje metabolické zatížení (% VO<sub>2</sub>max), kardiovaskulární zatížení (% TFmax) a subjektivně vnímané úsilí (RPE). Výzkumný soubor tvořilo 10 probandů (5 mužů, 5 žen) průměrného věku 21,80 ± 2,32 let (muži 23 ± 2,45, ženy 20,6 ± 1,36), BMI 22,40 ± 2,74 kg/m<sup>2</sup> (muži 23,81 ± 3,16, ženy 20,98 ± 1,04), VO<sub>2</sub>max 50,22 ± 7,80 ml/kg·min (muži 55,78 ± 5,82, ženy 44,66 ± 5,11). Každý proband absolvoval na běžeckém ergometru 8 měření NW v délce 10 minut při kombinaci 2 rychlostí (muži - 7 a 7,6 km/hod, ženy - 6,6 a 7,2 km/hod) a čtyř krokových frekvencí (spontánní frekvence s hudbou a bez hudby, frekvence o 10 kroků/min vyšší a o 10 kroků/min nižší). Z výsledků práce vyplývá, že při změně krokové frekvence nordické chůze dochází ke statisticky významným rozdílům v kardiovaskulárním zatížení organismu, největší rozdíl mezi frekvencemi činil 2,54 %. Při zjišťování vlivu hudby na vnímané úsilí byl zjištěn rozdíl blížící se statistické významnosti, který činí 0,9 bodu Borgovy škály. Při změně krokové frekvence nedošlo ke statisticky významným rozdílům metabolického zatížení ani RPE. Z hlediska fyzioterapie došlo u konkrétního probanda k výraznému zlepšení kineziologického nálezu při NW oproti původnímu stavu.

**Klíčová slova:** nordická chůze, spotřeba kyslíku, intenzita zatížení, míra vnímaného úsilí, hudba

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.

## **Bibliographical identification**

<b>Author's first name and surname:</b>	Bc. Stanislava Hromádková
<b>Title of the master thesis:</b>	The effect of nordic walking step frequency on metabolic and cardiovascular load
<b>Department:</b>	Department of physiotherapy
<b>Supervisor:</b>	PhDr. David Smékal, PhD.
<b>The year of presentation:</b>	2011

**Abstract:** The aim was to find out how the increase or the decrease of the step frequency during Nordic Walking affects the metabolic load (% VO<sub>2</sub>max), the cardiovascular load (% HRmax) and the rating of perceived exertion (RPE). The tested group consisted of 10 participants (5 males, 5 females) of an average age of  $21.80 \pm 2.32$  years (males  $23 \pm 2.45$ , females  $20.6 \pm 1.36$ ), BMI  $22.40 \pm 2.74$  kg/m<sup>2</sup> (males  $23.81 \pm 3.16$ , females  $20.98 \pm 1.0$ ), VO<sub>2</sub>max  $50.22 \pm 7.80$  ml/kg·min (males  $55.78 \pm 5.82$ , females  $44.66 \pm 5.11$ ). Each person completed eight NW measurements at the length of 10 minutes on the running ergometer with the combination of two speeds (males - 7 and 7.6 km/h, females - 6.6 and 7.2 km/h) and four step frequencies (the spontaneous frequency with and without music, the frequency by 10 steps per minute higher than the spontaneous frequency, and by 10 steps/min lower). The results show that the change of NW step frequency brings statistically significant differences in the cardiovascular load of the organism; the most remarkable difference between the frequencies was 2.54 %. The difference of borderline statistical significance (0.9 point of Borg's scale) was identified during the process of the detection how the music affects the RPE. There were not statistically determined any significant differences in metabolic load or RPE during the step frequency changes. Taken from the physiotherapy viewpoint, a significant improvements of the kinesiology findings in comparison with the initial state were detected at the particular participant.

**Keywords:** Nordic Walking, oxygen uptake, exercise intensity, rating of perceived exertion, music

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

I agree the thesis paper to be lend 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 28.4. 2011

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, PhD. a RNDr. Aleši Jakubcovi, PhD. za vedení, odborný dohled, pomoc, cenné rady a čas, který mi věnovali při zpracování diplomové práce. Také děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování výsledků výzkumu. Děkuji všem, kteří se na výzkumu podíleli jako probandi a také svojí rodině za podporu při studiu.

# OBSAH

Seznam použitých zkratk	8
1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1 Fyziologie tělesné zátěže	11
2.1.1 Aerobní aktivita	11
2.1.2 Aerobní a anaerobní práh	11
2.1.3 Dýchací systém při vytrvalostním zatížení	12
2.1.3.1 Maximální spotřeba kyslíku	12
2.1.3.2 Respirační kvocient	13
2.1.4 Kardiovaskulární systém při vytrvalostním zatížení	13
2.1.4.1 Kardiovaskulární adaptace	14
2.1.5 Intenzita zatížení	14
2.1.6 Vliv hudby na fyziologické parametry	15
2.2 Chůze	18
2.2.1 Krokový cyklus	18
2.2.2 Kroková frekvence při chůzi	20
2.2.3 Řízení chůze	21
2.3 Nordická chůze	23
2.3.1 Kořeny nordické chůze	23
2.3.2 Výhody NW	24
2.3.3 Svalová aktivita při NW	25
2.3.4 Možnost využití pozitivních účinků NW v rehabilitaci	27
2.3.5 Vybavení pro NW	31
2.3.6 Technika NW	33
2.3.6.1 Technika NW do kopce	34
2.3.6.2 Technika NW z kopce	34
2.3.6.3 Technika NW u lidí, kteří potřebují zvýšenou péči	35
2.3.7 Nejčastější chyby NW	35
2.3.8 Výzkumy týkající se NW	36
2.3.8.1 Porovnání NW a běžné chůze	36
2.3.8.2 Fyziologická odpověď organismu na NW	37
2.3.8.3 Porovnání NW a běžné chůze z hlediska zatěžování kloubů DKK	39

3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	41
4	METODIKA .....	42
4.1	Charakteristika souboru .....	42
4.2	Metodika sběru dat .....	44
4.2.1	Maximální zátěžový test .....	44
4.2.2	Nácvik NW .....	44
4.2.3	Testování nordické chůze .....	45
4.2.4	Výběr hudby .....	46
4.2.5	Měření maximální statické síly vyvíjené HK .....	46
4.2.6	Celkové kineziologické vyšetření .....	46
4.2.7	Antropometrické vyšetření .....	46
4.2.8	Statistické zpracování dat .....	47
5	VÝSLEDKY .....	48
5.1	Porovnání spotřeby kyslíku .....	48
5.2	Porovnání procenta z maximální srdeční frekvence .....	53
5.3	Porovnání subjektivně vnímaného úsilí (RPE) .....	58
5.4	Porovnání vlivu hudby na RPE .....	63
5.5	Kazuistika .....	67
6	DISKUZE .....	71
6.1	Diskuze k výsledkům výzkumu .....	71
6.2	Diskuze ke kazuistice .....	76
6.3	Limity výzkumu .....	76
7	ZÁVĚRY .....	78
8	SOUHRN .....	80
9	SUMMARY .....	82
10	REFERENČNÍ SEZNAM .....	84
11	PŘÍLOHY .....	90

## Seznam použitých zkratek

ADD	addukce
BMI	Body Mass Index
Cp	krční páteř
ČANW	Česká Asociace Nordic Walking
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
EXT	extenze
FTK UP	Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
DM	diabetes mellitus
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
HSSP	hluboký stabilizační systém páteře
CHOPN	chronická obstrukční plicní nemoc
INWA	International Nordic Walking Federation
LDK	levá dolní končetina
LHK	levá horní končetina
Lp	bederní páteř
m.	musculus
NW	Nordic Walking (nordická chůze)
PC	osobní počítač
PDK	pravá dolní končetina
PHK	pravá horní končetina
RPE	subjektivně vnímané úsilí (Rating of Perceived Exertion)
TFmax	maximální srdeční frekvence
VO <sub>2</sub> max	maximální spotřeba kyslíku
VR	vnitřní rotace
ZR	zevní rotace



# 1 ÚVOD

Na počátku 30. let 20. století se ve Finsku poprvé objevila netradiční pohybová aktivita. Až později byla nazvána nordickou chůzí. Jedná se o činnost, která se velmi podobá běhu na lyžích. Poprvé ji vyzkoušeli finští běžkaři při letní přípravě. V důsledku její maximální dostupnosti a nesporným zdravotním výhodám se brzy rozšířila po celém světě. Při NW se používají speciální hole a samozřejmě je nutné zvládnout správnou techniku, pak už nic nebrání tomu vyrazit do terénu.

NW má mnohé pozitivní zdravotní dopady, které jsou pro dnešní populaci velmi výhodné. V současnosti má stále větší procento lidí sedavý způsob života, v zaměstnání i ve volném čase. Většina dnešních dětí zná pouze počítačové hry a televizi. Také stravovací návyky nejsou právě nejlepší. Z kombinace všech těchto rizikových faktorů samozřejmě vyplývají negativní dopady na pohybový aparát. Mnoho lidí trpí bolestmi zad, obezitou, atd., děti nevyjímaje. Do tohoto bludného kruhu je možné vstoupit právě pomocí NW.

Díky zapojení většího množství svalů na rozdíl od běžné chůze dochází při NW k většímu energetickému výdeji. U obézních lidí lze také hole využít z hlediska odlehčení nosných kloubů při pohybu. Pokud člověk při chůzi používá hole, dokáže jít delší dobu při větším úsilí, aniž by to pocíťoval. Současným zapojením svalů dolní i horní poloviny těla se totiž zátěž rovnoměrně rozloží a člověk pak zvládá při stejných pocitech vyšší zátěž. Pro seniory lze s výhodou využít hole pro zlepšení stability chůze, zvýšení celkové kondice a rozpohybování celého těla.

Na základě zvládnutí správné techniky je NW také doporučována pro zlepšení držení těla pomocí aktivace svalů trupu a celkového napřímení těla při chůzi.

V důsledku všech těchto pozitivních aspektů je NW v dnešní době velmi populární pohybovou aktivitou. Je to pravděpodobně způsobeno i její maximální dostupností pro všechny. Pro NW není důležité prostředí, ani klimatické podmínky. NW lze provozovat v podstatě kdekoli ve všech ročních obdobích.

Pro zdravotní přínos pohybové aktivity je třeba ji zařadit obden po dobu alespoň 30 minut při optimálním zatížení. Pokud člověk NW zabuduje do svých běžných denních činností, může mu přinést zlepšení celkové kondice, redukci hmotnosti a ovlivnění s tím spjatých důsledků (snížení krevního tlaku, ovlivnění dyslipoproteinémie nebo diabetes mellitus, atd.).

Vzhledem k širokému spektru účinků NW na organismus člověka ji lze také využít jako doplňkovou rehabilitační techniku. Zvýšení kondice je důležité pro pacienty s kardiovaskulárními obtížemi, odstínění části zátěže kloubů je zase velmi dobré pro pacienty s problémy v nosných kloubech (artróza, úrazy, totální endoprotézy). Zajímavé je také využití NW v rehabilitaci pacientů trpících intermitentními klaudikacemi, u nichž postupně dochází k prodlužování doby chůze bez klaudikací při aplikaci NW.

Moje práce je součástí výzkumu, který se zabývá vlivem NW na lidský organismus. V této práci bych chtěla řešit otázku vlivu krokové frekvence při nordické chůzi na kardiovaskulární a metabolické zatížení. Ve výzkumné části práce jsou zkoumány vlivy NW při použití dvou rychlostí a čtyř krokových frekvencí u každého probanda. Cílem práce je zjistit, jak tyto parametry ovlivňují spotřebu kyslíku, tepovou frekvenci a vnímané úsilí jednotlivých probandů. Předpokladem je potvrzení pozitivních účinků NW pro populaci.

## **2 PŘEHLED POZNATKŮ**

### **2.1 Fyziologie tělesné zátěže**

#### **2.1.1 Aerobní aktivita**

Aerobní aktivitou nazýváme takové cvičení, které vyžaduje zvýšený příjem kyslíku po delší dobu. energii pro tuto aktivitu získává organismus štěpením zásobních tuků a cukrů v mitochondriích. Vytrvalostní cvičení je přirozený projev lidské lokomoce, proto se na něj tělo poměrně dobře adaptuje. Jeho pravidelné opakování má pozitivní vliv na zdraví člověka (Stejskal, 2004).

Vytrvalostní cvičení je označení pro pohybovou aktivitu trvající nejméně 20—30 minut. Čím je časový úsek delší, tím je intenzita zátěže v časové jednotce nižší a tím je nižší energetická přeměna. Metabolismus probíhá v rovnovážném stavu za plného hrazení dodávkou kyslíku. Adaptace na tento způsob zátěže je velmi důležitá z hlediska působení léčebně preventivních mechanismů, které jsou s tímto typem zátěže spojené (Máček & Máčková, 1995).

Aerobní schopnosti lze charakterizovat pomocí maximální spotřeby kyslíku a aerobního prahu (Hamar & Lipková, 2001).

#### **2.1.2 Aerobní a anaerobní práh**

Začátek aerobně-anaerobního přechodu, bod prvního vzestupu laktátu, byl určen jako aerobní práh. Jeho hodnota byla stanovena na 2 mmol/l laktátu (Pažický, 2011).

Anaerobní práh je projevem maximální intenzity, při které je ještě rovnováha mezi laktátovou produkcí a eliminací. Tento pojem byl definován Wassermannem v r. 1964 jako maximální intenzita zatížení, která může být ještě udržitelná bez vzrůstajícího překyselení. Obvykle udávaný anaerobní práh je 4 mmol/l s individuální variabilitou mezi 3-5 mmol/l. Výkonem nad anaerobním prahem se vyčerpají zásoby svalového glykogenu, cca za 60 minut, pak již dochází k vzestupu vodíkových iontů, poklesu pH, svalové slabosti a snížení výkonnosti. Při déle trvajícím zatížení nad anaerobním prahem stoupá laktát v krvi i při konstantním zatížení (Pažický, 2011).

Původně byl zjišťován invazivně z koncentrace laktátu ve venózní nebo kapilární krvi. V současnosti převládá neinvazivní způsob měření, kdy je jeho hodnota určována měřením ventilace, respektive určením bodu, kdy se spotřeba kyslíku odchyluje od paralelního vzestupu. Tím je určen ventilační anaerobní práh. Registruje se dynamika parametrů výměny

dýchacích plynů a srdeční frekvence v průběhu zvyšující se zátěže (Máček, Radvanský et al., 2011).

Nově zavedená koncepce individuálního aerobního a anaerobního prahu umožňuje naproti fixním laktátovým prahům spolehlivé určení vytrvalostních schopností a intenzitu tréninku. U vytrvalostně trénovaných sportovců leží individuální prahy pod hodnotami 2 a 4 mmol/l laktátu (Pažický, 2011).

### **2.1.3 Dýchací systém při vytrvalostním zatížení**

Výsledkem adaptace dýchání je snížení dechové práce při stejném výkonu oproti předchozímu stavu. Několikatýdenní aerobní trénink snižuje během submaximální zátěže dechový ekvivalent pro kyslík a současně i nároky na kyslík pro dýchací svaly. Tím dojde ke snížení únavy těchto svalů a je poskytnut další zdroj energie pracujícím svalům. Postupně se při stejné zátěži zvyšuje dechový objem a snižuje se dechová frekvence. Tím zůstává vdechnuté množství vzduchu v plicích déle a může tak dojít k většímu vstřebávání kyslíku. Lze to dobře prokázat analýzou vydechovaného vzduchu. U netrénovaných obsahuje vydechovaná porce až 18 % kyslíku, zatímco u trénovaného je to asi 14–15 % (Máček, Radvanský et al., 2011).

#### **2.1.3.1 Maximální spotřeba kyslíku**

Maximální spotřeba kyslíku, která je označovaná mezinárodně platnou zkratkou  $VO_2\max$ , představuje nejvyšší množství kyslíku, které je organismus schopen přijmout za 1 minutu při intenzivním tělesném zatížení. Její úroveň se uvádí buď v absolutních hodnotách [l/min] nebo se přepočítává na kilogram tělesné hmotnosti [ml/min·kg]. Množství kyslíku, které je organismus schopen využít, určuje množství energie, která bude k dispozici pro svalovou práci. Vyšší maximální spotřeba kyslíku tedy vytváří předpoklady pro vyšší intenzitu vytrvalostního zatížení a v konečném důsledku i lepší vytrvalostní výkon. Oproti tomu nízká hodnota maximální spotřeby kyslíku může být příčinou nedostatku energie i při relativně nenáročných aktivitách běžného života (Hamar & Lipková, 2001).

$VO_2\max$  je ukazatel globální výkonnosti dýchacího a oběhového systému při dynamické svalové činnosti, při které je aktivní co největší svalová hmota. Hodnota  $VO_2\max$  se nejčastěji určuje při maximálním zátěžovém testu (viz kapitola 4.2.1 Maximální zátěžový test). Test většinou probíhá na bicyklovém nebo běžeckém ergometru (Máček & Máčková, 1995).

### 2.1.3.2 Respirační kvocient

Respirační kvocient je poměr udávající objem vydechnutého oxidu uhličitého na 1 litr vdechnutého kyslíku ( $\text{CO}_2/\text{O}_2$ ). Dává informaci o složení energetických zdrojů v potravě. Běžně se pohybuje od 1,0 při čistě sacharidové stravě až k 0,7 při stravě čistě tukové, při smíšené stravě je hodnota kolem 0,85. Hodnota respiračního kvocientu je tím nižší, čím méně kyslíku živiny obsahují. K oxidaci molekuly glukosy ( $\text{C}_6\text{H}_{12}\text{O}_6$ ) je třeba 6 molekul  $\text{O}_2$ , přičemž vzniká 6 molekul  $\text{CO}_2$  (kvocient je  $6/6 = 1$ ). Mastné kyseliny se svým složením blíží uhlovodíkové jednotce  $\text{CH}_2$ , k oxidaci šesti takových jednotek ( $\text{C}_6\text{H}_{12}$ ) je zapotřebí 9 molekul  $\text{O}_2$ , přičemž vzniká opět 6 molekul  $\text{CO}_2$  (kvocient je  $6/9 = 0,67$ ). Za určitých situací může kvocient dosahovat i hodnot vyšších než 1, např. při hrazení kyslíkového dluhu (cca 20 minut po skončení déle trvající intenzivní fyzické námahy) (Vokurka, Hugo et al., 2009).

### 2.1.4 Kardiovaskulární systém při vytrvalostním zatížení

Při zvyšující se tělesné zátěži je nutné zvýšení přívodu kyslíku k pracujícím svalům. Stane se tak nárůstem minutového objemu srdce. Je to množství krve, které srdce přečerpá za minutu. Hodnota je dána systolickým objemem a srdeční frekvencí (Hamar & Lipková, 2001).

Při postupném nárůstu intenzity zátěže se na kompenzaci zpočátku podílí především nárůst systolického objemu. Při intenzitě 40—50 % maximální spotřeby kyslíku však dosahuje svojí maximální hodnoty – 100 ml. Z toho vyplývá, že se dále na zvyšování minutového objemu uplatňuje prakticky výlučně nárůst srdeční frekvence. Ta při maximálním zatížení dosahuje hodnoty více než 200 tepů za minutu (Hamar & Lipková, 2001).

Při regulaci srdeční frekvence se zpočátku uplatňuje především ústup vlivu parasymptatiku. Od hodnot 130 tepů za minutu se srdeční frekvence zvyšuje stimulačním vlivem sympatiku. Při regulaci srdeční frekvence se kromě aktuálních metabolických nároků ve svalových buňkách výrazně uplatňuje i centrální nervový systém. Typickým projevem je předstartovní zvýšení srdeční frekvence. Tepová frekvence poměrně těsně koreluje se spotřebou kyslíku. Tento vztah je ale do jisté míry individuální a závisí na úrovni vytrvalostní trénovanosti a na charakteru tělesného zatížení (Hamar & Lipková, 2001).

Pravidelný trénink mění rovnováhu mezi sympatickým a parasympatickým vegetativním systémem. Nejprve se zvyšuje aktivita parasymptatiku a klesá aktivita sympatiku. Výše adaptace se vytváří postupně a optimální úrovně dosahuje asi po 4—6 týdnech. Projeví se to poklesem srdeční frekvence v rozsahu asi 12—15 tepů za minutu při stejné zátěži oproti hodnotám před zahájením tréninku (Máček, Radvanský et al., 2011).

### **2.1.4.1 Kardiovaskulární adaptace**

Po započetí pravidelné pohybové činnosti, která má vytrvalostní charakter, je možné již po několika týdnech zaznamenat nižší srdeční frekvenci při stejné zátěžové intenzitě. Je to způsobeno tím, že pravidelná aktivita zlepšuje tonus kosterního svalstva a tím jeho funkci pomocné svalové pumpy oběhu při rytmické činnosti. Tím dochází ke zvýšenému venóznímu návratu, lepšímu plnění srdce a tím k většímu tepovému objemu. Z toho vyplývá, že pro dosažení potřebného minutového srdečního výdeje stačí nižší srdeční frekvence (Máček, Radvanský et al., 2011).

Působení pravidelné vytrvalostní aktivity lze také sledovat v cévní periférii. Dochází ke zvýšení kapilární perfuze a omezuje se zkratový průtok krve ve svalstvu. Svalům pak postačí nižší průtok krve. Kromě toho se tréninkem zvyšuje obsah enzymů, oxidačních procesů i hustota mitochondrií. Tím se usnadňuje extrakce kyslíku z jednotky krve (Máček, Radvanský et al., 2011).

### **2.1.5 Intenzita zatížení**

Jedním z důležitých faktorů z hlediska efektivity a rizik cvičení je intenzita zatížení. Příliš vysoká intenzita zatížení zvyšuje možnost zranění nebo jiného poškození. Naopak trvale nízká intenzita zatížení vede ke snížení efektivity cvičení (Stejskal, 2004).

Lze ji určit podle srdeční frekvence. Hodnoty srdeční frekvence u zdravé populace kolísají. U starších osob s klesající hodnotou maximální srdeční frekvence se vypočítá podle vzorce:  $TF_{max} = 220 - \text{věk}$ . Tento postup podle některých autorů podceňuje maximální hodnotu srdeční frekvence, proto je doporučován přesnější výpočet podle vzorce:

$TF_{max} = 208 - (0,7 * \text{věk})$  (Máček, Radvanský et al., 2011).

Rozhodující pro volbu intenzity je zdravotní stav jedince. Pokud jde o starší osobu nebo rekonvalescenta, použijeme nejnižší hodnotu, která způsobí adaptaci organismu, tj. 50—60 %. U zdravých mladých jedinců lze využít intenzitu zatížení 70—80 %  $VO_{2max}$  (Máček, Radvanský et al., 2011).

Intenzitu zatížení můžeme také kvantifikovat například pomocí subjektivního vnímání vynaloženého úsilí (Stejskal, 2004). K tomu lze použít tzv. Borgův systém (RPE – rating of perceived exertion). Pro hodnocení vnímaného úsilí slouží patnáctibodová škála, od 6 bodů (úsilí vynaložené v klidu) do 20 bodů (extrémní úsilí) (Tabulka 1). Škála byla navržena tak, aby rostla lineárně s intenzitou zátěže a srdeční frekvencí při zatížení na bicyklovém ergometru (Borg, 1990). Počínající hodnota 6 byla zvolena pro nelineární počátek vztahu mezi pocitem a lehkou zátěží (Máček, Radvanský et al., 2011).

Obecně platí, že RPE 12—13 bodů odpovídá tréninkové zóně začátečníků při aerobním cvičení (65 % až 80 % maximální tepové frekvence) (Tabulka 2). Při cvičení pro zdraví by RPE nemělo přesahovat 15 bodů (Stejskal, 2004).

**Tabulka 1.** Borg's RPE scale  
(Borg, 1990).

6	No exertion at all
7	Extremely light
8	
9	Very light
10	
11	Light
12	
13	Somewhat hard
14	
15	Hard
16	
17	Very hard
18	
19	Extremely hard
20	Maximal exertion

**Tabulka 2.** Borgův systém vynaloženého úsilí (Stejskal, 2004).

Bodové hodnocení vnímaného úsilí (RPE)	Slovní popis RPE
6	
7	velmi, velmi lehké
8	
9	velmi lehké
10	
11	docela lehké
12	
13	poněkud těžké
14	
15	těžké
16	
17	velmi těžké
18	
19	velmi, velmi těžké
20	

### 2.1.6 Vliv hudby na fyziologické parametry

Facilitační účinek zvukové rytmické stimulace, zejména hudby, na pohybovou aktivitu je znám po tisíciletí. Tento jev se vysvětloval působením hudby v oblasti motivační, emoční a estetické. Již v šedesátých a sedmdesátých letech se objevily nové a zajímavé poznatky o přímých interakcích rytmické zvukové stimulace a pohybové aktivity, zejména chůzového rytmu. Ukázalo se, že zvuk může zvyšovat excitabilitu motorických neuronů, zřejmě cestou audiomotorických okruhů v retikulární formaci. Zvukové vzorce jsou na rozdíl od ostatních sensorických informací neustále proměnlivé. Existuje vazba mezi povahou zvukové informace a prováděním pohybu. Zvukové podněty také vedou ke zdatně rychlejší motorické odpovědi, než stimuly vizuální a taktilní (Mayer, 2000).

Hudba má na organismus mnoho pozitivních účinků, je to například zlepšení nálady, pomoc při kontrole emocí, snížení vnímaného úsilí, zlepšení pracovní výkonnosti a získávání dovedností, snížení vnímání bolesti a únavy. Tyto efekty lze velmi dobře využívat ve sportu.

Kupříkladu největší výhodou pro atleta poslouchajícího hudbu je mimo výše jmenovaného také prodloužení pracovního výkonu v důsledku synchronizace hudby a pohybu, dále pak lepší získávání pohybových dovedností pomocí rytmu nebo vytvořením asociace odpovídající požadovaným pohybovým vzorům (Terry & Karageorghis, 2006).

Hudbu lze využívat buď přímo pro synchronizaci pohybu a rytmu hudby, nebo asynchronně, kdy je hudba pouštěna při pohybové aktivitě pouze jako pozadí. Synchronní efekt hudby je využíván u sportovců, kteří se věnují vytrvalostnímu sportu. Výsledkem je prodloužení doby trvání cvičení. Využívá se motivační hudba. Aby hudba byla motivační, musí mít rychlé tempo (větší než 120 taktů za minutu), silný rytmus, musí dodávat energii a podporovat tělesný pohyb (Terry & Karageorghis, 2006).

Zdánlivě může rytmus hudby kopírovat přirozený rytmus pohybu člověka. Rytmus hudby se také vztahuje na některé periodické funkce organismu jako je dýchání, srdeční rytmus nebo chůze (Karageorghis et al., 2009).

Ve studii Karageorghis et al. (2009) byl zkoumán vliv motivační hudby na fyziologické parametry během chůze do vyčerpání. Autoři článku se zabývali otázkou, zda čas, kdy dojde při chůzi k vyčerpání člověka, bude delší u motivační hudby oproti neutrální hudbě a chůzi bez hudby. Dále, zda vnímané úsilí bude nejnižší při použití motivační hudby a cvičením vyvolané pocity budou nejpozitivnější po chůzi s motivační hudbou. Výsledkem výzkumu bylo zjištění, že motivační hudba významně ovlivňuje (prodlužuje) dobu, než dojde k vyčerpání organismu při chůzi. Pocity vyvolané cvičením nebyly při použití synchronní motivační hudby významně ovlivněny. Vliv motivační hudby na vnímané úsilí také nebyl statisticky významný, ale pozitivní účinky na vnímané úsilí při chůzi tvořily na začátku měření 19 % v porovnání s ostatními skupinami. V průběhu měření došlo ke snížení účinků na 3 %. Je to dáno tím, že organismus nedokáže při maximálním výkonu udržet pozornost. Navzdory tomuto výsledku je možné, že pokud by motivační parametry byly dostatečně vysoké, může hudba zmírnit negativní dopady aktivity prováděné maximální intenzitou.

Pokud je hudba používána asynchronně, je nejdůležitějším parametrem tempo hudby. Není jasně dané, jaké by mělo být. Obecně je doporučováno rychlé tempo pro zvýšení výkonu. Oproti tomu pomalé tempo nemá za následek snížení výkonu, ale zvýšení fyziologické účinnosti a tím prodloužení doby, po kterou může být pohybová aktivita vykonávána. Hudba použitá pouze pro dokreslení atmosféry při pohybové aktivitě také ovlivňuje, jak se lidé při sportu cítí. Motivační hudba má u sportovců za následek snížení svalového napětí a relaxaci a tím zvýšení prokrvení tkání a snížení produkce laktátu v pracujících svalech. Všechny tyto účinky hudby ale přestávají platit u výkonu, který je



prováděn intenzitou blížící se maximu. Je to způsobeno tím, že fyziologická odpověď organismu a jeho zpětná vazba převáží efekt hudby (Terry & Karageorghis, 2006).

Ve studii Styns, Noordena, Moelantsa a Lemana (2007) bylo zjištěno, že hudba zvyšuje rychlost chůze a stimuluje pohyb více než stimulace pomocí rytmu udávaného pouze metronomem. Lidé dokážou synchronizovat svou chůzi na hudbu, optimální frekvence je 120 kroků za minutu. Synchronizace submaximální fyzické aktivity a hudebního doprovodu vede ke zvýšení výkonu. Hudba také zjevně snižuje míru vnímaného úsilí.

Obecně platí, že například běžcům psychologicky pomáhá rychlé tempo hudby a na druhou stranu uklidňující hudba vyvolává relaxaci. Během cvičení a současného poslechu rychlé hudby bylo zjištěno zvýšení srdeční frekvence oproti poslechu pomalé hudby. Jiné studie změnu srdeční frekvence neprokázaly. Při poslechu hudby není submaximální aktivita vnímána jako lehčí. RPE je stejné s hudbou i bez hudby. Je tím vyvráceno všeobecně propagované tvrzení, že hudba odvádí pozornost od cvičení (Birnbaum, Huschle, & Boone, 2009).

V Británii byl uskutečněn výzkum, kde bylo zkoumáno, zda při asynchronním použití ovlivňuje tempo hudby a její hlasitost pohybovou aktivitu. Při cvičení byla probandům pouštěna hudba pomalá a rychlá a vždy potichu a nahlas. Výsledkem studie bylo zjištění, že změna tempa a hlasitosti hudby ovlivnila rychlost běhu a srdeční frekvence. Při rychlejší hudbě došlo k nárůstu rychlosti běhu a tím i srdeční frekvence. Hlasitost hudby měla vliv na změnu srdeční frekvence pouze při rychlejší hudbě. Také byl zjištěn větší pozitivní psychologický efekt při měření aktivity s hudbou než bez hudby. Nebyl zjištěn významný rozdíl ve vnímaném úsilí během různých typů hudby (Edworthy & Waring, 2006).

Jako výsledek mnoha studií bylo dokázáno, že poslech pomalé hudby vede ke snížení srdeční frekvence, frekvence dýchání a krevního tlaku. Je zajímavé, že tento efekt pomalé hudby je v jiných studiích vnímán rozporuplně, protože při výzkumu asi polovina probandů na hudbu reagovala změnou srdeční frekvence a polovina buď nereagovala, nebo efekt hudby na změnu srdeční frekvence nebyl významný (Ellis & Thayer, 2010).

## 2.2 Chůze

Chůze je základní pohybovou aktivitou, která může mít sportovní formy, jako závodní chůze nebo turistika. Energetické nároky kolísají ve velkém rozmezí a závisí na hmotnosti člověka včetně oblečení i břemen, rychlosti chůze, typu povrchu podložky a gradientu. Při zvyšující se rychlosti i hmotnosti stoupá energetický výdej lineárně (Máček & Máčková, 1995).

Chůze je nenáročná na výstroj, prostředí a jen velmi málo závislá na povětrnostních podmínkách. Její výhodou jsou i malé nároky na pohybové ústrojí, takže je dostupná prakticky všem. Ze zdravotního hlediska je velmi výhodné ve zvýšené míře zařadit chůzi do každodenního života (Hamar & Lipková, 2001).

### 2.2.1 Krokový cyklus

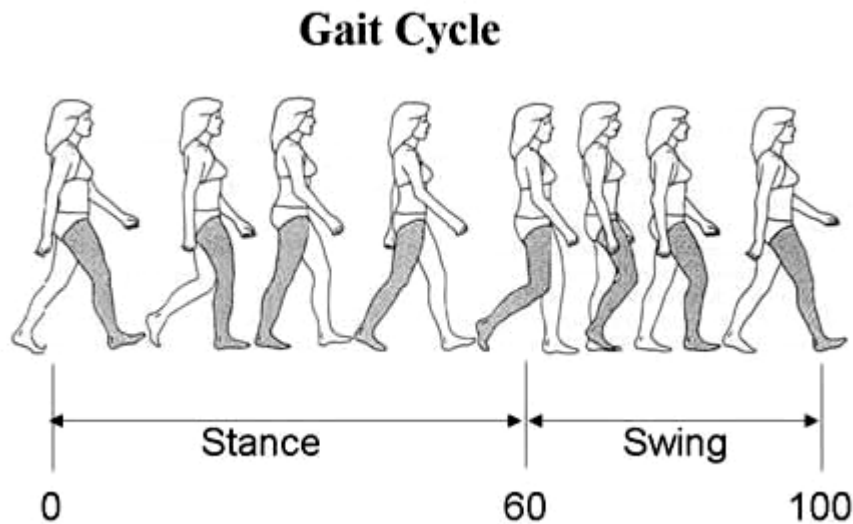
Chůze využívá opakující se sekvence pohybu končetin k pohybu těla dopředu za současného udržování stability. Každá tato sekvence zahrnuje série interakcí mezi oběma multisegmentálními dolními končetinami a celkovou hmotou těla. Pro identifikaci množství jevů, které se při chůzi objevují, je nezbytné ji hodnotit z mnoha různých hledisek (Perry, 1992).

Každý krokový cyklus se skládá ze dvou částí, fáze stojné (stance) a fáze švihové (swing) (Obrázek 1). Stojná fáze je termín užívaný pro část krokového cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou. Začíná počátečním kontaktem chodidla. Švihová fáze je označení pro dobu, kdy je chodidlo ve vzduchu a začíná odlepením chodidla. Poměr trvání mezi fázemi je při běžné rychlosti chůze asi 60 : 40 %. Přesný poměr obou fází je ale závislý na individuální rychlosti chůze. Platí, že čím je chůze rychlejší, tím je doba trvání dvouoporové fáze kratší. Pokud oporová fáze vymizí, hovoříme o běhu (Perry, 1992).

Stojná fáze je rozdělena na tři části podle doby trvání kontaktu obou chodidel s podložkou. Start i konec stojné fáze zahrnuje fázi současného kontaktu obou chodidel s podložkou, tzv. fázi dvojí opory (double stance), mezitím probíhá fáze kontaktu jednoho chodidla s podložkou (Perry, 1992).

Na začátku krokového cyklu je počáteční fáze dvojí opory. Poté následuje fáze, kdy je váha těla přenesena na jednu dolní končetinu (single limb support) a současně je opačná dolní končetina zvednuta pro švihovou fázi. Doba trvání této fáze je nejlepším ukazatelem schopnosti stojné dolní končetiny udržet váhu těla. Konečná část fáze dvojí opory začíná

kontaktem opačného chodidla a pokračuje, když je počáteční dolní končetina zvednuta do švihové fáze (Perry, 1992).



**Obrázek 1.** Fáze krokového cyklu (Crowson, 2010).

Vaughan, Davis a O'Connor (1992) dělí krokový cyklus na osm period (Obrázek 2):

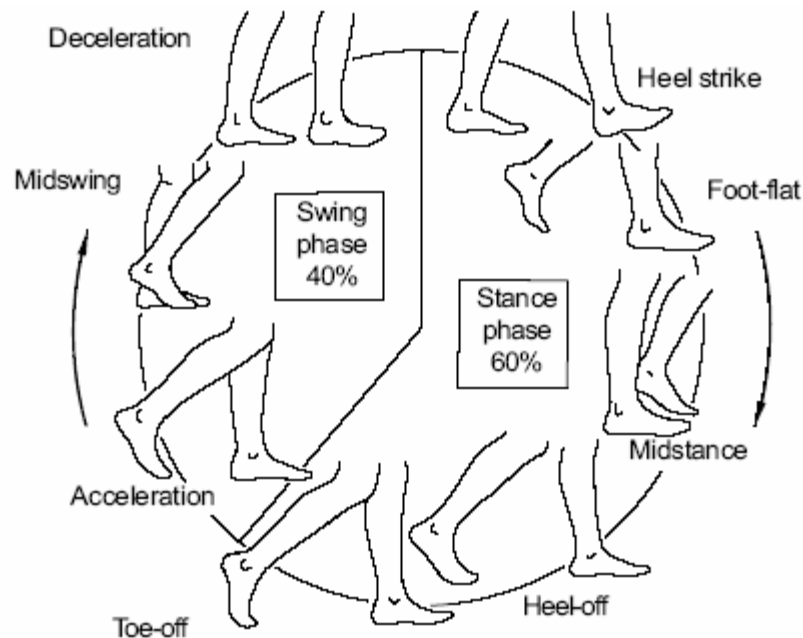
**Stojná fáze** – zajišťuje stabilitu chůze a je nutná ke správnému provedení švihové fáze.

- *Úder paty* (heel strike) - začíná krokový cyklus, těžiště těla je v nejnižším bodě a člověk je nejstabilnější.
- *Celá noha na podložce* (foot flat) – celá ploška je v kontaktu s podložkou.
- *Mezistoj* (midstance) – dolní končetina ve švihové fázi mívá stojnou dolní končetinu, těžiště těla je v nejvyšším bodě - pro člověka nejméně stabilní část krokového cyklu.
- *Odlepení paty od podložky* (heel off) – pata ztrácí kontakt s podložkou, odraz zajišťuje m. triceps surae provedením plantární flexe hlezenního kloubu.
- *Odráz palce* (toe off) – ukončuje stojnou fázi. Noha opouští podložku.

**Švihová fáze** – během ní se DK pohybuje směrem dopředu, což umožňuje pohyb celého trupu vpřed.

- *Zrychlení* (acceleration) - začíná jakmile noha ztratí kontakt s podložkou, jsou aktivovány flexory kyčelního kloubu ke zrychlení pohybu DK vpřed.
- *Mezišvih* (midswing) – noha se pohybuje přesně pod trupem. Tato fáze je shodná s mezistojem opačné dolní končetiny.

- *Zpomalení* (deceleration) – aktivita svalů zpomaluje pohyb DK a stabilizuje chodidlo pro další kontakt paty s podložkou.



**Obrázek 2.** Fáze krokového cyklu (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992).

### 2.2.2 Kroková frekvence při chůzi

Kroková frekvence při chůzi je vyjádřena počtem kroků za minutu. Každý krokový cyklus se skládá ze dvou kroků. Přirozená frekvence je přibližně 120 kroků za minutu – tj. jeden krokový cyklus za sekundu (Kirtley, 2006).

Kroková frekvence souvisí nepřímě úměrně s délkou DKK – tzn., čím jsou DKK delší, tím je nižší frekvence. U většiny lidí je udržován v průběhu života konstantní poměr mezi délkou kroku a jeho frekvencí. Ženy jsou v průměru menší než muži a mají mírně vyšší krokovou frekvenci. Malé děti mají vysokou krokovou frekvenci (více než 180 kroků za minutu), během růstu se ale frekvence postupně snižuje (Kirtley, 2006).

Rychlost chůze je dána délkou kroku a jeho frekvencí. Spontánní rychlost chůze je relativně stabilní přibližně do věku 70 let, následně klesá o cca 15 % za 10 let. Vzhledem k tomu, že kroková frekvence se s věkem nemění, je pokles rychlosti chůze dán zkrácením kroku (Kirtley, 2006).

Ve studii Huang et al. (2010) bylo zkoumáno, jak ovlivňuje změna délky a kroková frekvence rotaci hrudníku, pánve a páteře. Bylo zjištěno, že při zvýšení rychlosti chůze

dochází ke zvýšení rotace trupu. Zvýšení rychlosti může být dáno prodloužením délky kroku (snížením frekvence), nebo zvýšením krokové frekvence (zkrácením kroku). Pokud je nárůst rychlosti daný prodloužením délky kroku s nižší krokovou frekvencí, dochází při chůzi k větší rotaci páteře, hrudníku a pánve. Se zkrácením kroku a zvýšením krokové frekvence je vliv na rotaci trupu a páteře minimální.

### **2.2.3 Řízení chůze**

Počáteční fáze chůze je zajímavý model pro studium kontroly rovnováhy. Nejprve musí jedinec zaujmout výchozí posturální nastavení, tzn. přenést váhu laterálně a dopředu na stojnou dolní končetinu. Pro pohyb těla vpřed a přecházení z bipedální opory na oporu o jednu dolní končetinu musí být posturální systém aktivní, zejména pro stabilizaci během švihové fáze (Bronstein, Brandt, Woollacott, & Nutt, 2004).

Programování lokomoce probíhá v supraspinálních centrech, zde dochází k přeměně myšlenky do svalového vzorce, který je nezbytný pro pohyb (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992).

Motivace pro pohyb vzniká v limbickém systému. Limbický systém může vyvolat reakci prostřednictvím sensorimotorického systému, která přemění motivaci na myšlenku a iniciuje suprasegmentální interakci, která vyústí v příkaz k provedení pohybu. Požadavky k provedení pohybu vyjádřené limbickým systémem jsou analyzovány a integrovány do myšlenek asociačním kortexem (např. prefrontální, parietální a temporální lalok). Tyto myšlenky se promítnou do sensorimotorického kortexu, cerebella, části bazálních ganglií a do přidružených subkortikálních jader a dojde k vytvoření programu pro vykonání pohybu (Enoka, 1994).

Vytvoření programu zahrnuje přeměnu myšlenky na konkrétní sílu a vzorec svalové aktivity nezbytný pro žádaný pohyb. Nejvíce se na tom podílejí premotorický kortex, motorický kortex, bazální ganglia a cerebellum. Motorický kortex poskytuje přístup k většině motoneuronů. Vedle toho bazální ganglia, cerebellum a mozková kůra mohou nezávisle ovlivňovat motoneurony pomocí mozkového kmene. Nervový výstup, který je výsledkem procesu programování, se označuje jako centrální příkaz a je přenášený jak do nižších nervových center (mozkový kmen, mícha) tak i zpět do suprasegmentálních center, kde poskytuje informaci, která umožňuje systému interpretovat příchozí aferentní signály (Enoka, 2002).

Centrální příkaz aktivuje nižší nervová centra, a tím zahájí fázi provedení pohybu. Tato fáze zahrnuje aktivaci motoneuronů. Aktivují se motoneurony inervující svaly, které

budou pohyb přímo provádět, ale i motoneurony inervující další svaly, které vytvoří posturální zajištění a stabilitu těla (Enoka, 1994).

Kromě eferentních informací přenesených motoneurony zahrnuje fáze provedení pohybu přizpůsobení pohybu pomocí zpětné vazby ze sensorických receptorů (proprioceptory, mechanoreceptory, atd.). Aferentní vstup, který vzniká aktivací těchto receptorů, se uplatňuje na segmentální úrovni, a také dále pokračuje v ascendentních drahách do suprasegmentálních center. Důležité jsou také interneurony, které transformují aferentní vstup na příslušný motoneuron. Tím dochází k tomu, že výstup odpovídá podmínkám, které sensorické receptory detekovaly (Enoka, 1994).

## 2.3 Nordická chůze

### 2.3.1 Kořeny nordické chůze

Počátky nordické chůze můžeme datovat zhruba od 30. let 20. století, kdy finští běžkaři používali hole během letního tréninku. V roce 1966 Leena Jääskeläinen – učitelka tělesné výchovy v Helsinkách - zařadila chůzi s holemi do svých hodin. Jedná se o první využití chůze s holemi mimo profesionální sportovní trénink. Tím se zrodila myšlenka nordické chůze jako aktivity, která je užitečná a dostupná všem (INWA, 2010).

V letech 1968-71 Leena Jääskeläinen jako profesorka na University of Jyväskylä zavedla na Fakultě tělesné výchovy a sportovních věd hole jako pomůcku používanou při hodinách tělesné výchovy. V letech 1973-91 Leena Jääskeläinen jako hlavní inspektorka Ministerstva školství zavedla chůzi s holemi mezi „Nové nápady pro tělesnou výchovu ve školách“. Také proběhl veřejný rozhovor s Leena Jääskeläinen a dále ukázka nordické chůze, kterou předvedli studenti z Helsinek. V roce 1987 proběhla první prezentace chůze s holemi na veřejné akci. Představila ji Leena Jääskeläinen na akci Finlandia kävely (Finlandia Walk) konané v Tampere (INWA, 2010).

V roce 1988, konkrétně 5. ledna, se měla v Helsinkách uskutečnit soutěž v běhu na lyžích. Z důvodu nedostatku sněhu byl průběh soutěže ohrožen. Tato situace přiměla organizátory k použití alternativy – soutěžící vyrazili na trať pouze s holemi (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Na počátku devadesátých let byl publikován první článek o chůzi s holemi. Také došlo k nárůstu využívání holí pro chůzi. Do propagace nordické chůze se vložila klíčová osoba - Tuomo Jantunen - ředitel Suomen Latu (Centrální asociace rekreačního sportu a outdoorových aktivit). V roce 1996 Suomen Latu propaguje v časopise techniku cvičení a chůze s holemi. Začala také spolupráce mezi Suomen Latu a známým výrobcem hůlek ve Finsku, firmou Exel. Během roku 1997 firma Exel vyrobila první specifické hole pro nordickou chůzi (INWA, 2010).

V roce 1997 bylo v časopise vydávaným Suomen Latu použito oficiální označení této fyzické aktivity – „sauvakävely“. Prezentován byl i anglický název Nordic Walking. V roce 1998 se konal první kurz nordické chůze pořádaný Suomen Latu. Také vzniklo první tréninkové centrum nordické chůze v Helsinkách. Technika byla prezentována i v ostatních skandinávských zemích. 160 000 Finů se začalo věnovat nordické chůzi pravidelně, 520 000 jí už v tomto roce (1998) vyzkoušelo. V roce 2000 vznikla ve Finsku INWA (International Nordic Walking Association – Mezinárodní společnost nordické chůze) (INWA, 2010).

Paralelní vývoj proběhl i ve Spojených státech. V 90. letech se zde začalo psát o chůzi s hůlkami jako o: Excerstriding, Polestriding excercise, Power walk nebo Power poles. V roce 2006 vznikla ANWA – American Nordic Walking Association (Downer, 2006).

V ČR byla v říjnu 2003 založena Česká asociace Nordic Walking (ČANW), která si za cíl stanovila rozšířit NW mezi širokou veřejnost, seznámit s tímto novým druhem sportu již aktivní sportovce a vytvořením NW center umožnit veřejnosti zdravý pohyb v přírodě. Od března 2008 je ČANW členem Českého svazu tělesné výchovy (ČANW, 2011).

### **2.3.2 Výhody NW**

Nordická chůze je moderní a komplexní metoda tréninku celého těla určená především k rozvoji vytrvalostních schopností. Nabízí mnoho pozitivních účinků bez ohledu na věk, zkušenosti nebo tréninkovou úroveň. Lze ji provozovat téměř kdekoli. Během nordické chůze dochází ke kombinaci kontinuálního rytmického pohybu a odporu vytvořeného tlakem hole do podložky (Nottingham & Jurasin, 2010).

Mezi hlavní přednosti nordické chůze patří efektivní trénink kardiopulmonálního systému, kdy podle intenzity zátěže je tepová frekvence cca o 40-50% vyšší než při chůzi bez holí. Tím dojde k nárůstu metabolických procesů v organismu a následné redukci hmotnosti. To je výhodné zvláště u obézních lidí (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Při dalším porovnání nordické chůze s normální chůzí stejné intenzity byly zjištěny signifikantně vyšší hodnoty spotřeby kyslíku a energetického výdeje bez nárůstu vnímaného úsilí. Tento nárůst je způsoben výrazným zapojením svalových skupin horních končetin a trupu při současném rozvoji jejich silově vytrvalostních schopností (Sedliak & Pavelka, 2003).

Při správném technickém provedení upravuje nordická chůze držení těla. To je způsobeno větším zapojením svalů horní poloviny těla (m. triceps brachii, m. pectoralis major, svaly zadní části ramenního pletence, m. latissimus dorsi a extensory a flexory předloktí) (Stejskal & Vystrčil, 2005). Vliv má také samotná technika chůze, při níž je nutné, aby došlo k odrazu z paže s extendovaným loktem při napřímeném trupu, kdy je hlava v prodloužení trupu. Dále dochází ke kontrarotaci horního a dolního trupu při každém kroku.

Přitom je snižována svalová tenze a vnímání bolesti v oblasti krku a ramen a významně se zvyšuje laterální mobilita bederní, hrudní a krční páteře. Dále při správném provedení pomáhají hole vyrovnávat pozici pánve při extenzi kyčelního kloubu, kde se v odrazové fázi výrazněji zapojují flexory a extensory kyčle. Použití holí také redukuje při



rychlejší chůzi v závislosti na technickém provedení vertikální reakční síly povrchu a vertikální reakční síly kolenního kloubu (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Dalším pozitivním účinkem nordické chůze je redukce zatížení kloubů dolních končetin přenesením části hmotnosti přes hole na horní část těla. To je významné především u obézních lidí, případně u lidí s postižením kloubů dolních končetin. Při spontánní krokové frekvenci použití holí redukuje aktivaci svalů dolních končetin zhruba na 15 % a zvyšuje zapojení svalů horních končetin cca na 95 % při srovnání s běžnou chůzí. Hole také zvyšují subjektivně i objektivně bezpečnost pohybu, a tím je NW dostupnější i pro starší lidi (Foissac, Berthollet, Seux, Belli, & Millet, 2008; Sedliak & Pavelka, 2003).

Subjektivní vnímání intenzity zatížení, vyjádřené RPE, je při stejné energetické spotřebě výrazně nižší při chůzi s holemi než při normální chůzi. Také bylo zjištěno, že použití holí při přenášení břemene na zádech prodlužuje krok, přibližuje kinematiku chůze k chůzi bez zátěže a redukuje aktivitu některých svalů dolních končetin (m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, mm. gastrocnemii a m. soleus). I když za těchto podmínek došlo ke zvýšení tepové frekvence, RPE kleslo (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Jako většina pohybových aktivit má i nordická chůze vliv nejen na tělo, ale i na psychiku. Uvolňují se během ní endorfíny a dochází tak k redukci stresu, zlepšení subjektivního vnímání bolesti a zlepšení svalové odolnosti (Nottingham & Jurasin, 2010).

Výhoda NW spočívá v tom, že má člověk možnost pravidelně ji zařadit do běžného života bez ohledu na vnější podmínky, jako je například počasí. NW lze s vhodnou výbavou provozovat i při studeném a vlhkém počasí. Tím, že je aktivita zařazována pravidelně, se může imunitní systém adaptovat na různé výkyvy počasí. Následně se může projevit preventivní vliv NW na organismus, např. tím předcházíme vzniku nachlazení. Dalším efektem NW na organismus je zlepšení kvality spánku (Jauchová, 2009).

### **2.3.3 Svalová aktivita při NW**

U NW a jiných pohybových aktivit realizovaných prostřednictvím pletence ramenního je vytvořeno další punctum fixum na akru horní končetiny. Zde se obecně ukazuje, že hlavním svalem, zajišťujícím lokomoci v oblasti pletence ramenního, je m. latissimus dorsi. Podle principů Vojtovy reflexní lokomoce by měl tento sval pracovat ve fáziké shodě s m. triceps brachii, caput longum a m. biceps brachii, caput longum (Obrázek 3) (Bačáková, Tlašková, & Kračmar, 2008).

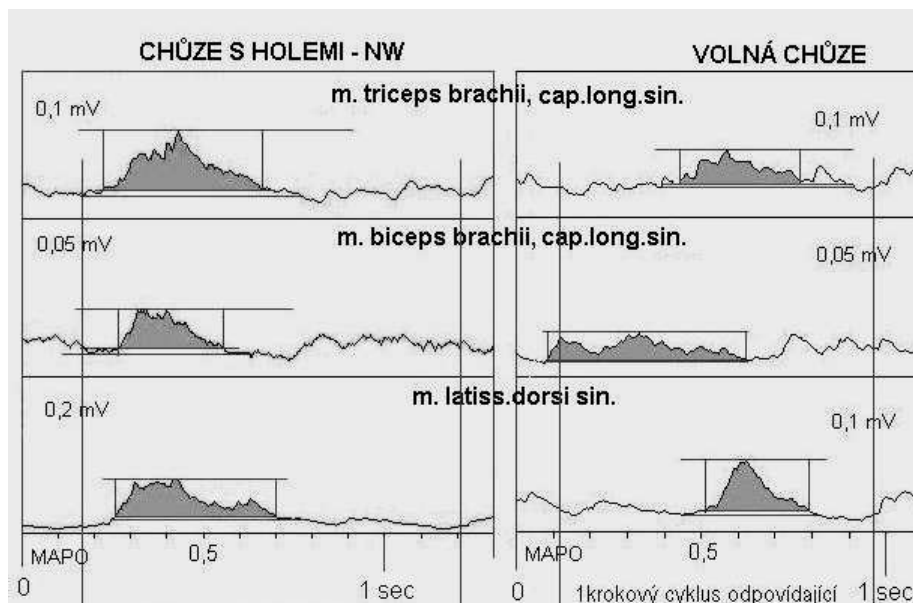
Vrchol aktivity m. gluteus maximus se nachází vždy při dokončení odrazu. Signifikantní snížení jeho aktivity při chůzi s holemi ukazuje, že m. latissimus dorsi zřejmě

převzal část jeho lokomoční funkce. Celková práce m. latissimus dorsi je při chůzi s holemi signifikantně vyšší než při chůzi bez holí. Vlivem jeho zvýšené aktivity také dochází k celkovému snížení aktivity kontralaterálního m. gluteus medius, který má za úkol laterální stabilizaci pánve. M. latissimus dorsi je zde zapojen do dynamické stabilizace trupu. Díky zapojení dalšího punctum fixum došlo ke změně lokomočního stereotypu z bipedie na kvadrupedii. Tedy stabilizace trupu je usnadněna facilitací aktivovaného řetězce přes horní končetiny (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).

M. triceps brachii, caput longum a m. biceps brachii, caput longum pracují zcela pravidelně v režimu kokontrakce. S velkou pravděpodobností lze hovořit o lokomočním charakteru práce těchto antagonistů, pokud je distálně (na akru HK) vytvořeno punctum fixum (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).

Pokles aktivity m. obliquus externus abdominis souvisí se stabilizací trupu prostřednictvím m. latissimus dorsi. Při prosté chůzi bez holí musí zřejmě více vyrovnávat torzní a rotační působení DKK a pánve na oblast trupu než při opoře o hůl. Při posouzení poměru zapojení obou těchto svalů (m. obliquus externus abdominis, m. latissimus dorsi) je možné, že se celkový objem práce nutné pro lokomoci stěhuje z ventrální části trupu při chůzi bez holí na dorzální část trupu při chůzi s holemi. Nacházíme diagonální funkční propojení svalového řetězce na dorzální straně trupu s kontralaterální oblastí pánve a dolní končetiny (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).

Výrazná torze páteřních segmentů, vycházející z rozhodujícího diagonálního charakteru organizace celého pohybu, stejně jako stabilizace trupu a pánve prostřednictvím opory o hůl vytvářejí předpoklady pro využití chůze s holemi jak pro pokračování ukončené rehabilitace pacientů, tak pro oblast fitness a sport (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).



**Obrázek 3.** Vybraný dvojkrok u probandky M. Ch (Bačáková, Tlašková, & Kračmar, 2008).

### 2.3.4 Možnost využití pozitivních účinků NW v rehabilitaci

Nordickou chůzí lze využít u pacientů s poruchou funkce nebo struktury nosných kloubů dolních končetin. Umožní vyšší zatížení kardiopulmonálního systému při odlehčení nosných struktur. Další použití NW je vhodné u pacientů s bolestmi v oblasti bederní a hrudní páteře. Při správném technickém provedení je zde využíván nepříliš silově vedený rytmický uvolňující pohyb a protažení ve zkříženém vzoru. Výraznější zátěž ale v tomto případě není vhodná. Podobně tomu je i při poruchách ramenních pletenců a krční páteře. Zatížení by mělo být opět jen velmi lehké, stejně tak rozsah pohybu by se měl zvyšovat jen pozvolna (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Na univerzitě v jižním Dánsku proběhl výzkum NW ve vztahu k low back pain. Z výsledků nebyl zjištěn rozdíl mezi skupinami ve vztahu k počátečním hodnotám. Sledovaná skupina NW dosáhla při hodnocení bolesti, disability a specifických funkcí pacienta nejlepších výsledků, ale nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi všemi skupinami. Pacienti ze skupiny NW kontinuálně sledované instruktorem inklinovali k nižšímu užívání medikace proti bolesti a méně vyhledávali péči pro terapii low back pain. Nebyly udány žádné vedlejší účinky aktivit (Hartvigsen, Morsø, Bendix, & Manniche, 2010).

NW lze také využívat pro preventivní trénink kardiiovaskulárního systému. Pravidelným zařazením této pohybové aktivity do denního režimu lze docílit upravení krevního tlaku. Dále se snižuje riziko trombózy a cévní mozkové příhody z následné embolizace a také riziko infarktu myokardu v důsledku zlepšení činnosti srdce. Při chůzi se

také díky zvýšené aktivaci svalstva DKK a následnému vytlačování krve a tkáňové tekutiny vzhůru zlepšuje žilní návrat z dolních končetin a vstřebávání otoků z této oblasti (Jauchová, 2009).

NW lze také zařadit jako doplňkovou terapii kardiovaskulárních onemocnění. Při použití NW je u pacientů trpících těmito obtížemi možné dosáhnout vyšší intenzity zatížení, ale zpravidla nedochází k častějšímu vzniku poruch srdečního rytmu nebo ke známkám ischemie myokardu (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Ve studii polských autorů Wilk et al. (2005) byl zjišťován vliv NW na zlepšení tolerance pohybu a fyzické výkonnosti u pacientů rehabilitovaných po infarktu myokardu. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin, 10 z nich tvořilo kontrolní skupinu, 20 se zúčastnilo měření s aplikací NW. Pacienti v kontrolní skupině podstoupili standardní trénink. Ten se skládal z pohybového tréninku pětikrát týdně, zahrnující obecnou pohybovou agilitu a cykloergometrický trénink. Ostatní pacienti prováděli pětikrát týdně NW. K adaptaci na zátěž došlo u obou měřených skupin, významnější ale byla u pacientů provádějících NW. Autoři studie došli k závěru, že by NW měla být více využívána v rámci kardiorehabilitace.

Kocur (2009) ve svém výzkumu zjišťoval vliv NW na zátěžovou kapacitu a tělesnou zdatnost u pacientů po akutním koronárním syndromu. Výzkumu se zúčastnilo 80 pacientů (mužů) po akutním koronárním syndromu s dobrou tolerancí zátěže.

U pacientů byla sledována zátěžová kapacita prostřednictvím maximálního energetického výdeje a fyzická zdatnost pomocí testu funkční zdatnosti (Fullerton Functional Fitness Test). Výsledkem testování byl vyšší energetický výdej a nižší vnímané úsilí u pacientů ve skupině NW. Zátěžová kapacita spojená se zátěžovým testováním se významně zvýšila u pacientů s NW a s běžnou chůzí na rozdíl od kontrolní skupiny. Zátěžová kapacita po rehabilitačním programu byla výrazně vyšší u pacientů ze skupiny NW oproti kontrolní skupině. Při testování funkční zdatnosti bylo největší zlepšení zjištěno u skupiny NW a u skupiny s běžnou chůzí. U skupiny NW došlo po ukončení pohybového programu ke zvýšení vytrvalosti a dynamické stability dolní části těla oproti skupině s běžnou chůzí a kontrolní skupině. Ke zvýšení vytrvalosti svalů horní poloviny těla došlo u skupiny s chůzí a NW oproti kontrolní skupině. Závěrem studie je tvrzení, že NW může zlepšit zátěžovou kapacitu, odolnost dolní poloviny těla a koordinaci pohybu u pacientů po akutním koronárním syndromu (Kocur, 2009).

Dalším příkladem pro využití NW mohou být pacienti s obliterující aterosklerózou tepen dolních končetin, kteří trpí klaudikacemi. Při tréninku NW dochází k výraznému zlepšení zátěžové tolerance a snížení klaudikačních symptomů (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Ve studii Oakley, Zwierska, Tew, Beard a Saxton (2008) byl zkoumán vliv NW na pacienty trpícími intermitentními klaudikacemi. Ve studii byly zjišťovány změny ve vzdálenosti, kterou pacienti ujdou a dále byly porovnávány odpovědi kardiovaskulárního systému, úroveň bolesti DKK a vnímané úsilí během NW v porovnání s běžnou chůzí.

Výsledky studie ukázaly, že NW způsobuje bezprostřední signifikantní prodloužení vzdálenosti, kterou pacient s klaudikacemi dokáže ujít. Dále bylo zjištěno, že NW zvyšuje úroveň kardiovaskulárního zatížení (vyšší tepová frekvence, spotřeba kyslíku, atd.), ale zachovává hodnotu vnímaného úsilí i při zvládnutí maximální vzdálenosti, kterou pacient dokáže ujít. Pacienti také vnímali snížení bolesti DKK při použití holí. Z výzkumu vyplývá, že NW je vhodná metoda volby cvičení pro zlepšení kardiovaskulární kondice a prodloužení vzdálenosti, kterou pacienti trpící intermitentními klaudikacemi dokážou ujít (Oakley, Zwierska, Tew, Beard, & Saxton, 2008).

NW lze použít také u pacientů s poruchami rovnováhy, protože jim dodává pocit větší jistoty při pohybu, a to i v náročnějším terénu (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Cílovou skupinou pacientů, pro něž je použití NW vhodné, mohou být senioři. Kromě zlepšení rovnováhy a stability chůze je další výhodou snížené vnímání únavy při NW, a tím i prodloužení doby chůze i vzdálenosti. Pro pacienty trpící osteoporózou je vhodné využití NW. Efekt se projevuje zvýšením síly svalů a pevnosti kostí (Piech & Raczynska, 2010).

Dobrý efekt NW lze očekávat i u pacientů s chorobami plic a dýchacích cest. Vzhledem k jejich špatné celkové výkonnosti lze NW použít jako součást jejich kondičního tréninku (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Studie Breyer et al. (2010) se zabývala otázkou vlivu NW na pacienty trpícími chronickou obstrukční plicní chorobou (CHOPN). U těchto pacientů je v důsledku progresu dušnosti výrazná tendence k hypoaktivitě a sedavému způsobu života. Dochází tak ke snížení funkční pohybové kapacity, prohloubení dušnosti, větší unavenosti, neklidu a depresím. V rámci výzkumu byla zjišťována použitelnost NW na pacienty s CHOPN, dále krátkodobý a dlouhodobý vliv NW.

U pacientů došlo po třech měsících tréninku NW k nárůstu intenzity chůze v porovnání s výchozím stavem a kontrolní skupinou. Stav kontrolní skupiny zůstal beze změn. Nárůst intenzity chůze u NW skupiny byl zaznamenán i po šesti měsících od počátku výzkumu, pacienti ale už v tuto dobu nebyli kontrolováni. Došlo k prodloužení doby chůze a zkrácení doby sezení v porovnání s kontrolní skupinou a počátečním stavem. Stav pacientů v kontrolní skupině byl po devíti měsících horší než na začátku výzkumu. Z výzkumu vyplývá, že NW má mimo krátkodobých pozitivních efektů na fyzickou výkonnost

a symptomy provázející CHOPN (snížení úzkosti a deprese, zlepšení nálady) také dlouhodobé pozitivní efekty na výsledky tréninku po šestiměsíčním období bez dozoru při NW (Breyer et al., 2010).

Zpeřtřením pohybového programu může být NW i u pacientů s nadváhou. Významná výhoda je především odlehčení nosným kloubům a intenzivní zatížení celého organismu (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Jako součást léčby pacientů trpících diabetes mellitus II. typu je důležitá pohybová aktivita. V Dánsku byla provedena studie, která zjišťovala rozdíl mezi běžnou pohybovou aktivitou, která je pacientům s DM II. typu předepisována a efektem NW u těchto pacientů. U všech pacientů byla sledována hladina glykosylovaného hemoglobinu HbA 1 c. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v hladině HbA 1 c mezi skupinou NW a běžnou pohybovou aktivitou předepisovanou pro pacienty s DM II. typu po čtyřměsíčním tréninku. Rozdíl byl zjištěn po čtyřech a dvanácti měsících v množství tukové hmoty u skupiny NW oproti ostatním skupinám. U NW skupiny byla redukce tuku vyšší než u ostatních skupin (Gram, Christensen, Christiansen, & Gram, 2010).

Při použití holí při chůzi dochází u pacientů trpících Parkinsonovou chorobou ke zvýšení pocitu funkční nezávislosti a kvality života (Stejskal & Vystrčil, 2005).

V Nizozemsku byl zkoumán vliv NW na mobilitu pacientů trpících Parkinsonovou chorobou. Tito lidé inklinují k sedavému způsobu života. Je to způsobeno pohybovými problémy, kognitivní dysfunkcí a únavou. Pro tyto pacienty je důležitá stimulace k pohybové aktivitě. Zapojení fyzické aktivity do života parkinsoniků je podstatné z hlediska prevence komplikací z imobility a také kvůli prevenci sekundárních problémů u Parkinsonovy choroby (zlepšení kognitivních funkcí, spánku, obštipace) Pohybovou aktivitou lze zamezit vzniku těchto problémů, nebo je alespoň zmírnit. Van Eijkeren et al. (2008) zjišťoval vliv NW na parkinsoniky. U obou měřených skupin došlo k významnému zlepšení výsledků testů bezprostředně po proběhlém tréninku. Při testování první skupiny pacientů pět měsíců po tréninku NW bylo zjištěno, že všechny pozitivní léčebné účinky přetrvaly. Všichni pacienti, kteří se výzkumu zúčastnili, udávali výrazné zvýšení fyzické aktivity ve srovnání s jejich původním stavem před začátkem výzkumu. Z výzkumu vyplývá, že NW umožňuje bezpečnou a efektivní cestu ke zmenšení pohybové inaktivity a ke zlepšení pohybové zdatnosti a kvality života u parkinsoniků (van Eijkeren et al., 2008).

Z výsledků studií vyplývá, že NW lze použít jako doplňkovou terapii u pacientů, jejichž diagnóza vyžaduje pohybový trénink.

### 2.3.5 Vybavení pro NW

Na začátku nácvičku NW je nutné správně vybrat hole. Jsou vyrobeny z lehkého a odolného materiálu, který absorbuje nárazy hole na zem (karbon, grafit, sloučeniny hliníku). Hole na NW se od jiných holí liší ve tvaru rukojeti (Obrázek 4). Oproti trekingové holi má rukojeť rovný profil a je užší. Tento tvar ji predisponuje pro možnost volného držení hole. Rukojeť může být složena z různých materiálů – guma, korek, neopren. Další odlišností je zápěstní poutko. Má tvar jako rukavice. Díky němu je možné bez námahy pohybovat holí a udržet přitom neutrální postavení v zápěstí. Tento unikátní design má mnoho výhod. Například pasivní kontakt ruky kolem rukojeti hole redukuje nadbytečnou aktivitu svalů předloktí (Nottingham & Jurasin, 2010).



**Obrázek 4.** Rukojeť hole pro NW (Anonymous<sup>1</sup>, 2011).

Speciální je i kryt na hrot hole. Má tvar „botičky“ a umožňuje pokládat hole pro odraz za tělem (Obrázek 5). Kryt se používá při chůzi po tvrdém povrchu (Nottingham & Jurasin, 2010).



**Obrázek 5.** Gumová koncovka hole pro NW (Anonymous<sup>2</sup>, 2011).

Dříve byl propagován názor, že délka hole je cca 70 % výšky člověka. V současnosti převažuje názor, že je lépe používat hole dlouhé jako 68 % tělesné výšky. Doporučuje se používat hole této délky při chůzi po rovině. V kopcovitém terénu délka holí tvořící 68 % tělesné výšky není preferovaná. Proto si vědci položili otázku, jak délka holí a typ terénu ovlivňují metabolickou odpověď organismu. Fixní délka holí není optimální do měnícího se terénu. Například pokud klesne rychlost chůze při stoupání do kopce, sníží se i délka kroku a jeho rychlost. Proto, aby paže dokázaly sledovat zkrácení délky kroku a jeho zpomalení, potřebují zkrátit svoji trajektorii a snížit tlak hole. Pokud je délka hole fixní, je možné tento mechanismus nahradit zvedáním ramen a větší flexí v loketním kloubu, dále také změnou trajektorie paží pohybem více dopředu v porovnání s trupem. Všechny tyto kompenzace jsou v rozporu se správnou technikou NW a mohou omezovat pohyb paží, produktivitu a komfort člověka. Zkrácení holí by mohlo tyto negativní jevy odbourat (Hansen & Smith, 2009).

Je možné využívat hole s pevně nastavenou délkou (Obrázek 6) nebo teleskopické. Jejich délka je přibližně 70 % tělesné výšky, tj. při uchopení hole a jejím opření o zem by mělo být v loketním kloubu přibližně 90°. Pro začátečníky je možné použít mírně kratší hole (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

Ve studii Hansen a Smith (2009) byl zkoumán vliv délky holí v různém terénu na výdej energie a subjektivní komfort probandů během NW do kopce, po rovině a z kopce s použitím různých délek holí a během běžné chůze. Testována byla hypotéza, zda se při použití kratších holí zvýší energetický výdej v porovnání s použitím holí se standardně nastavovanou délkou pro NW a zda k tomu dojde, aniž by se změnil subjektivně vnímaný komfort.

Byl měřen energetický výdej a komfort při NW s běžně nastavenou délkou holí, s holemi o 7,5 cm kratšími a dále při běžné chůzi po rovině, do kopce (12°) a s kopce (12°). Výzkumu se účastnilo 12 probandů. Energetický výdej byl určen ze spotřeby kyslíku a komfort byl hodnocen subjektivně. Výsledkem studie bylo zjištění, že použití kratších holí způsobuje větší energetický výdej během NW do kopce. Subjektivně vnímaný komfort byl v porovnání s NW s použitím holí s běžně nastavovanou délkou stejný (Hansen & Smith, 2009).





**Obrázek 6.** Nordické hole neteleskopické (Anonymous<sup>3</sup>, 2011).

Oblečení a obuv je nutné přizpůsobit terénu, ve kterém se pohybujeme. Oblečení se nijak neliší od oblečení na běžnou chůzi nebo běh, případně na běžkování. Obuv je nutné vybrat podle terénu, na tvrdé povrchy běžeckou obuv, do přírodního terénu pevnější trekingovou obuv (Downer, 2006).

### **2.3.6 Technika NW**

Charakteristickým rysem NW je prodloužený krok, střídavý pohyb paží a nášlap chodidla přes patu. Správná technika NW zahrnuje kombinaci střídavé práce paží a DKK. Jedná se o křížmochodní pohyb. Směrem dopředu se zároveň pohybuje protilehlá horní a dolní končetina (Obrázek 7) (Piech & Raczynska, 2010).

Při základní chůzi po rovině je tělo mírně v předklonu, hlava v prodloužení trupu a pohled směřuje asi 20 m dopředu. Oblast šíje je uvolněná, aby střídavý pohyb horních končetin vpřed a vzad v ramenním kloubu nebyl omezený kontrakcí svalů, které mají být v danou chvíli uvolněné. Ruce s rukojetí hole se přirozeně pohybují zezadu z natažené HK v lokti dopředu a nahoru s postupným flektováním lokte a zpět. Prsty volně svírají rukojeť, v závěrečné fázi odpichu se dlaň otvírá a poslední moment síly z dlaně působí přes poutko hole. Horní a dolní část trupu rotují při každém kroku kontralaterálně (Sedliak & Pavelka, 2003).

Krok začíná odrazem z přední části chodidla a prstů jedné DK, která se na konci odrazu napíná v kolenním kloubu. Stejnostranná HK je vpředu a mírně ohnutá v lokti. Hrot hole se zapichuje asi v úrovni paty druhostranné DK, nebo těsně za ní a v průběhu celého cyklu by místo zapíchnutí hrotu nemělo směrem dopředu přesáhnout vertikální osu danou zápěstím. Druhostranná HK současně dokončí odpich v mírném zapažení propnutím loketního kloubu. Odpich holí a odraz z chodidla druhostranné DK jsou lokalizované přibližně do jednoho momentu. Chodidlo po odrazu směřuje dopředu, jako první se podložky dotýká

pata. V následující dvouoporové fázi, kdy je váha těla rovnoměrně rozložená mezi opornou DK a opřenou HK, se oporná HK uvolněně pohybuje směrem dopředu a nahoru, druhostranná HK začíná odpich aktivní extenzí v loketním kloubu. Ruce obou HKK se střetávají mírně před tělem. Stojná DK se ohýbá v kolenu a směřuje dopředu. Po dokročení a dokončení odpichu začíná celý cyklus znovu v obráceném pořadí pohybu HKK a DKK (Sedliak & Pavelka, 2003).



**Obrázek 7.** Technika nordické chůze (Anonymous<sup>4</sup>, 2011).

### 2.3.6.1 Technika NW do kopce

Při chůzi do kopce je intenzita a dynamika pohybu větší. Trup je více předkloněn oproti chůzi po rovině a více se zapojují svaly horní poloviny těla, zadní strany stehen a lýtka. Může dojít i k prodloužení kroku, v tom případě je třeba dbát na větší a účinnější zapojení holí. Tak dojde nejen ke zintenzivnění chůze, ale i k usnadnění práce DKK. Chůze do mírného kopce je nejlepší pro začátečníky, protože umožňuje rychleji pochopit podstatu pohybu (Škopek, 2010).

### 2.3.6.2 Technika NW z kopce

Při chůzi z kopce je intenzita i dynamika pohybu nižší. Kroky jsou výrazně kratší a těžiště těla snižujeme neustálým pokrčováním kolen. Chodidla se neodvíjejí od paty ke špičce, ale jsou po celou dobu pohybu v kontaktu s podložkou a neustále se snaží zpomalovat pohyb těla dopředu. Hole odlehčují kolenním kloubům tím, že na ně důrazně přenášíme váhu. Při přenášení hrotů hůlek před tělo dochází ke zvýšení nebezpečí úrazu a snížení efektivity pohybu (Škopek, 2010).

### 2.3.6.3 Technika NW u lidí, kteří potřebují zvýšenou péči

Pro lidi, kteří potřebují zvláštní péči je technika NW upravena. Jedná se především o seniory. Klient začíná chůzi s holí pouze v jedné ruce. Druhou rukou se drží nějaké pevné opory – zábradlí nebo žebřin, za současné supervize další osobou. Následuje nácvik chůze podél pevné opory. Důležité je zachovávat křížmochodní režim chůze. Nácvik se provádí na obě strany. Klient by se měl při nácviku cítit bezpečně a čím dál více se spoléhat na oporu o hole. Když klient nacvičí chůzi na obě strany, následuje nácvik chůze s použitím obou holí (Obrázek 8). Pro nácvik je nutné zvolit odpovídající terén. Nácvik chůze s oběma holemi je dobré začít u zdi. Pokud klient získává při chůzi jistotu, je vhodné vzdálenost od zdi zvětšovat. Někdy bývá pozitivně vnímán nácvik chůze po trávě, protože se do měkkého terénu můžou lépe zapíchnout hroty holí a chůze je tím stabilnější (Svensson, 2007).



**Obrázek 8.** Nácvik techniky nordické chůze u seniorů (Svensson, 2007).

### 2.3.7 Nejčastější chyby NW

Pokud není správně zvládnuta technika, může se místo očekávaných pozitivních účinků dostavit spíše negativní působení NW na organismus.

Mezi nejčastější chyby, kterých by se měl každý vyvarovat, patří (Schmidt, Winski, & Helmkamp, 2010; Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002):

- strnulý postoj, nesprávný sled pohybů
- křečovitě držení rukojeti hůlek
- nesprávný rytmus paží a DKK – tj. porucha křížmochodního vzoru

- nedbalá práce s hůlkami – směřování dolního konce hole vpřed a odraz z hole před tělem
- přílišné napřímení trupu X nenapřímené držení trupu (akcentace hrudní kyfózy, předsun hlavy)
- nedostatečný pohyb odrážející se paže do propnutí v lokti
- příliš krátké kroky X příliš dlouhé kroky
- nesprávné držení hole - pevné držení hole po celou dobu pohybu
- špatné navlečení řemínků
- zapomínání na odraz „z hůlky“ zadní ruky
- příliš dlouhé hůlky, nepružící materiál, ocelové hroty použité na tvrdém povrchu
- nevhodná obuv
- zanedbávání zahřívacího a protahovacího cvičení
- chůze s hůlkami bez jejich využití

## **2.3.8 Výzkumy týkající se NW**

### **2.3.8.1 Porovnání NW a běžné chůze**

Ve studii Kukkonen – Harjula et al. (2007) byl zkoumán vliv chůze s holemi a bez holí po dobu 13 týdnů na kardiovaskulární a neuromuskulární komponenty tělesné zdatnosti u žen středního věku, které měly sedavý způsob života. Soubor tvořilo 121 žen, které byly rozděleny do dvou skupin. Jedna skupina pro běžnou chůzi, druhá pro chůzi s holemi. Trénink probíhal 40 minut denně, čtyřikrát týdně po dobu 13 týdnů při subjektivním vnímání intenzity zatížení. Při submaximálním zatížení byl po tréninku zjištěn pokles tepové frekvence a laktátu u obou skupin, bez statisticky významného rozdílu mezi hodnotami při chůzi s holemi a bez holí. Autoři došli k závěru, že obě aktivity zlepšují tělesnou kondici a jsou vhodné a bezpečné.

V Německu v Hannoveru byl prováděn výzkum, který zjišťoval rozdíly v hemodynamické odpovědi při NW a při ostré chůzi. Bylo předpokládáno, že se při NW zvýší kardiovaskulární odpověď více než při ostré chůzi při stejném zatížení. Studie se zúčastnilo 48 probandů. Byli rozděleni do dvou skupin. Jedna pro NW, druhá pro normální třicetiminutovou chůzi venku. Měření parametrů bylo prováděno čtyřikrát (před aktivitou, bezprostředně po aktivitě, minutu po aktivitě a tři minuty po aktivitě) pomocí kontinuálního CW - Dopplerova ultrazvuku. Nebyly zjištěny významnější rozdíly ve velikosti srdečního výdeje mezi NW a ostrou chůzí při stejném zatížení (Knobloch, 2009).

### 2.3.8.2 Fyziologická odpověď organismu na NW

Ve studii německých autorů Schiffer, Knicker, Hoffman, Harwig, Hollmann a Strüder (2006) byla zkoumána fyziologická odpověď organismu na NW, běžnou chůzi a jogging. Studie se zúčastnilo 15 zdravých žen středního věku. Byla monitorována tepová frekvence, spotřeba kyslíku a hladina laktátu v kapilární krvi. Každý proband podstoupil minimálně pět stupňů testování. Testování pro NW a běžnou chůzi začínalo na rychlosti 4,32 km/h a končilo při 8,64 km/h. Testování pro jogging začínalo při rychlosti 6,48 km/h a končilo při individuálním vyčerpání. Rychlost pohybu narůstala o 1,08 km/h na každém stupni.

Výzkum ukázal rozdíly ve spotřebě kyslíku mezi NW a chůzí o 8 % při rychlosti 6,48 km/h a 8,64 km/h. Tepová frekvence při NW a chůzi při rychlosti 8,64 km/h byla významně vyšší oproti joggingu. Hladina laktátu v kapilární krvi byla vyšší při všech stupních NW v porovnání s chůzí a dále v porovnání s joggingem při rychlosti NW 7,56 km/h a 8,64 km/h. Spotřeba kyslíku byla vyšší pro NW než pro jogging. Hladina laktátu, tepová frekvence a spotřeba kyslíku se ukázaly jako užitečné parametry pro rozlišení fyziologické odpovědi pro NW, chůzi a jogging. Z výzkumu vyplývá, že s cílem získat submaximální úroveň hladiny laktátu, je nutné provádět NW nižší rychlostí než chůzi a jogging (Schiffer, Knicker, Hoffman, Harwig, Hollmann, & Strüder, 2006).

Výzkum, který prováděli Church, Earnest a Morss (2002), se zabýval otázkou fyziologické odpovědi organismu při NW a při běžné chůzi. Testování se zúčastnilo 11 žen a 11 mužů. Všichni probandi podstoupili dvojí testování na vzdálenost 1600 m. Měření probíhalo na 200 m dlouhé dráze. Zde probíhalo měření běžné chůze a NW, pořadí bylo náhodné. Po každých 200 m byla zaznamenána tepová frekvence, RPE a mezičas. Dále byla zjišťována spotřeba kyslíku a kalorický výdej. Probandi byli instruováni, aby jejich tempo při chůzi i NW odpovídalo jejich běžnému aerobnímu zatížení.

Při NW došlo u žen i u mužů k navýšení spotřeby kyslíku, kalorického výdeje a tepové frekvence v porovnání s běžnou chůzí ale bez významného nárůstu subjektivně vnímaného úsilí. Autoři doporučují NW jako aktivitu vhodnou pro širokou veřejnost z hlediska možnosti jejího pravidelného aplikování během týdne, což podle výsledků studie vede ke zvýšení kalorického výdeje a následné redukci hmotnosti (Church, Earnest, & Morss, 2002).

Fabre – Figard, Fabre, Leonardi a Schena (2010) se zabývali problematikou fyziologické odpovědi a subjektivního vnímání NW v porovnání s běžnou chůzí u obézních žen středního věku. Dále zkoumali, zda má na tyto parametry vliv doba učení se techniky NW. Výzkumu se zúčastnilo 11 obézních žen. Všechny splňovaly kritérium sedavého způsobu života (méně než 1 hodina pohybu týdně po dobu předchozích šesti měsíců).

Probandi v rámci výzkumu podstoupili výuku NW po dobu čtyř týdnů. Jednalo se o praktikování NW třikrát týdně po dobu 45 minut. Měření probíhalo ve třech fázích. První fáze byla před nácvikem NW, druhá a třetí po nácviku NW. V první fázi proběhlo měření NW bez jakýchkoliv instrukcí k technice. Jednalo se o 6 měření (sklon pásu -5 %, 0 %, 5 % + chůze s holemi a bez holí) při rychlosti 4 km/h. Každé měření trvalo 5 minut. Měřen byl energetický výdej, tepová frekvence, RPE.

Použití holí pro chůzi do kopce vyvolalo zvýšení energetického výdeje a tepové frekvence se současným snížením RPE. Po nácviku NW po dobu čtyř týdnů došlo k vylepšení kardiovaskulárních parametrů a snížení RPE v porovnání s normální chůzí. Byl také zjištěn vliv dlouhodobého praktikování NW na redukci hmotnosti (Fabre – Figard, Fabre, Leonardi, & Schena, 2010).

Ve studii probíhající na Univerzitě v Tartu, které se účastnili Jürimäe, Meema, Karelson, Purge a Jürimäe (2009), byla zjišťována fyziologická reakce mladých žen s různou aerobní kapacitou na různou intenzitu NW. Výzkumu se zúčastnilo 28 žen ve věku 19—24 let. Jejich hodnota  $VO_2max$  byla zjištěna při zátěžovém testu při chůzi. Podle zjištěných hodnot byly rozděleny do tří skupin ( $VO_2max > 46$  ml/kg·min, 41—46 ml/kg·min,  $< 41$  ml/kg·min). Další test pro NW se skládal z úseku délky 1 km. Tento úsek bylo nutné projít čtyřikrát. Jednalo o pomalou chůzi, běžnou chůzi, rychlou chůzi a maximální rychlost chůze. V průběhu testování byla měřena spotřeba kyslíku a tepová frekvence. Po každém jednokilometrovém úseku byla zjišťována intenzita vnímaného úsilí pomocí Borgovy RPE škály.

Na základě výsledků bylo zjištěno, že aplikace NW na rovném povrchu není vhodnou pohybovou aktivitou pro ženy s relativně vysokou hodnotou  $VO_2max$  ( $> 46$  ml/kg·min), protože hodnota spotřeby kyslíku i tepové frekvence u nich byla relativně nízká i při maximální rychlosti NW. Oproti tomu pro ženy s nízkou hodnotou  $VO_2max$  lze vyšší rychlost NW doporučit pro zlepšení kondice (Jürimäe, Meema, Karelson, Purge, & Jürimäe, 2009).

Ve výzkumu, kterým se zabývali Schiffer, Knicker, Dannöhl a Strüder (2009), byl zjišťován energetický výdej a velikost síly vyvíjené holemi během NW na různých typech terénu. Výzkum byl prováděn za účasti třinácti žen, které byly instruktorkami NW. Každá z nich podstoupila jeden osmnáctiminutový test, který se skládal z chůze s holemi na vzdálenost 1200 m. Pro měření byly zvoleny tři různé typy povrchu – umělá atletická dráha, vzrostlý fotbalový trávník, betonový povrch. Pořadí jednotlivých povrchů bylo náhodné. Rychlost NW byla 7,92 km/h. Pro měření byly použity hole se zabudovaným

tenzometrem pro měření reakční síly působící v dlouhé ose holí. Dále byla měřena spotřeba kyslíku, tepová frekvence a RPE před a po měření.

Nárazové síly, maximální síly a hodnota síly v průběhu kontaktu se zemí ukázaly významné rozdíly mezi jednotlivými druhy povrchů. Reakční síly holí byly vyšší na měkkém povrchu (tráva). To je způsobeno přímým efektem tlumících vlastností povrchu. Proband je musí překonávat zvýšeným úsilím při odrazu z hole. Může tím sledovat zlepšení kontroly stability nebo podporu celkového odrazu. Dále byl zjištěn rozdíl mezi chůzí po betonovém a travnatém povrchu na základě rozdílných hodnot spotřeby kyslíku. Hodnotami tepové frekvence ani RPE nebyl mezi povrchy identifikován žádný rozdíl (Schiffer, Knicker, Dannöhl, & Strüder, 2009).

### **2.3.8.3 Porovnání NW a běžné chůze z hlediska zatěžování kloubů DKK**

Hansen, Henriksen, Larsen a Alkjaer (2008) ve svém výzkumu zjišťovali, zda NW snižuje zatížení kolenních kloubů. Studie se zúčastnilo 7 žen, které byly instruktorkami NW. Měření probíhalo na silových plošinách umístěných na šestimetrové rampě. Každý proband si nejprve vyzkoušel chůzi po plošinách, aby se co nejvíce přiblížila jeho normální chůzi a poté následovalo 10 měření chůze bez holí a 10 měření chůze s holemi. Rychlost chůze byla zjišťována pomocí fotobuněk umístěných na začátku a na konci rampy. Na každém probandovi bylo umístěno 15 zrcadlicích se sférických značek na DKK. Na základě jejich snímání byla zjišťována velikost úhlu jednotlivých kloubů DKK pro popis pohybu jednotlivých kloubů v sagitální rovině. Také byla měřena kompresivní síla působící na kolenní kloub. Podle naměřených dat bylo zjištěno, že není rozdíl mezi zátěží kolenního kloubu při NW a při běžné chůzi.

Ve studii Stief et al. (2008) byl porovnáván vliv NW, běžné chůze a běhu na mechanickou zátěž muskuloskeletálního systému. Cílem výzkumu bylo kvantifikovat rozdíl v zátěži kloubů DKK mezi NW, chůzí a během. Výzkumu se zúčastnilo 15 probandů. Jednalo se o muže s průměrným věkem 31 let, kteří se zabývali NW průměrně dva roky. Jejich průměrný trénink během týdne byl přibližně 13 km. Deset probandů bylo instruktory NW. Probandi se pohybovali po silové plošině uprostřed dvacetimetrové dráhy rychlostí 7,2 km/h při NW a běžné chůzi a rychlostí 14,4 km/h při běhu. Tato relativně vysoká rychlost pro NW a chůzi byla vybrána pro vyvolání aktivní práce paží a použití holí. Každý proband podstoupil 5 validních testů, z nichž byla shromážděna data. Pohybová aktivita byla pro probandy vybírána náhodně. Měření předcházelo individuální rozcvičení probandů.

Výsledky výzkumu ukázaly, že NW nepřináší žádné biomechanické benefity. NW v porovnání s chůzí způsobuje větší zatížení kolenních kloubů po fázi úderu paty. To je způsobeno prodloužením kroku a větším úhlem mezi chodidlem a podložkou během první části stojné fáze. Momenty sil v sagitální a frontální rovině byly při NW menší než při běhu, ale v transverzální rovině momenty sil v hlezenním kloubu byly při NW vyšší než při chůzi a běhu (Stief et al., 2008).

Vařeka, Hak a Vařeková, (2002) uvádí jako možné riziko NW přetěžování kolenních kloubů v důsledku prodloužení kroku. Tím dochází k nežádoucí hyperextenzi kolenního kloubu a následnému přetížení jeho přední části. Jako doporučení uvádí nutnost mírné flexe v kolenním kloubu při dopadu paty na podložku.



### **3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

#### **Hlavní cíl práce**

Zjistit vliv krokové frekvence při nordické chůzi na intenzitu zatížení vyjádřenou procenty maximální spotřeby kyslíku (% VO<sub>2</sub>max) a procenty maximální srdeční frekvence (% TFmax).

#### **Dílčí cíle**

1. Analyzovat vliv změny krokové frekvence a rychlosti na metabolické a kardiovaskulární zatížení při nordické chůzi.
2. Zjistit, jak se mění subjektivně vnímané úsilí (pomocí Borgovy škály) při změně krokové frekvence při nordické chůzi.
3. Zjistit, jak se mění subjektivně vnímané úsilí (pomocí Borgovy škály) při nordické chůzi s hudbou a bez hudby.

#### **Výzkumné otázky**

1. Dochází ke změně metabolického a kardiovaskulárního zatížení při změně krokové frekvence nordické chůze?
2. Dochází ke změně metabolického a kardiovaskulárního zatížení při změně rychlosti při nordické chůzi?
3. Liší se subjektivně vnímané úsilí při změně krokové frekvence nordické chůze?
4. Liší se subjektivně vnímané úsilí při nordické chůzi s hudbou a bez hudby?

## 4 METODIKA

### 4.1 Charakteristika souboru

Testovací soubor byl vytvořen z deseti probandů (5 mužů, 5 žen). Jednalo se o studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk probandů byl  $21,80 \pm 2,32$  let (muži  $23 \pm 2,45$ , ženy  $20,6 \pm 1,36$ ), BMI  $22,40 \pm 2,74$  kg/m<sup>2</sup> (muži  $23,81 \pm 3,16$ , ženy  $20,98 \pm 1,04$ ) a maximální spotřeba kyslíku (VO<sub>2</sub>max)  $50,22 \pm 7,80$  ml/kg·min (muži  $55,78 \pm 5,82$ , ženy  $44,66 \pm 5,11$ ).

Testování proběhlo za standardních laboratorních podmínek (teplota 20—24 °C, relativní vlhkost 40—60 % - klimatizace a zvlhčovač vzduchu). Všichni probandi byli předem informováni o průběhu testů. U žádného z nich nebyly pozorovány akutní známky onemocnění.

Tento projekt sledující vliv krokové frekvence nordické chůze na kardiovaskulární a metabolické parametry byl schválen etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 1).

Testování dobrovolníci souhlasili s realizací testování, což potvrdili podpisem prohlášení (Příloha 2).

Základní statistické charakteristiky testovaného souboru jsou uvedeny v tabulce 3 a tabulce 4.

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

Parametr		Celý soubor (n=10)
věk [roky]	M SD min/max	21,80 2,32 19/26
hmotnost [kg]	M SD min/max	70,88 11,80 55,06/94,27
výška [cm]	M SD min/max	177,5 6,48 165/187,5
BMI [kg·m <sup>-2</sup> ]	M SD min/max	22,40 2,74 19,42/27,85
VO <sub>2</sub> max [ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> ]	M SD min/max	50,22 7,80 38,9/61,5

**Tabulka 4.** Základní charakteristiky testovaného souboru žen a mužů.

Parametr		Soubor mužů (n=5)	Soubor žen (n=5)
věk [roky]	M SD min/max	23 2,45 19/26	20,6 1,36 19/23
hmotnost [kg]	M SD min/max	78,89 11,21 65,69/94,27	62,88 4,95 55,06/68,72
výška [cm]	M SD min/max	182 5,12 174,5/187,5	173 4,16 165/176,5
BMI [kg·m <sup>-2</sup> ]	M SD min/max	23,81 3,16 19,42/27,85	20,98 1,04 19,89/22,7
VO <sub>2</sub> max [ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> ]	M SD min/max	55,78 5,82 45,8/61,5	44,66 5,11 38,9/51,5

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, min/max – minimální/maximální hodnota, BMI – Body Mass Index, VO<sub>2</sub>max – maximální spotřeba kyslíku.

## 4.2 Metodika sběru dat

### 4.2.1 Maximální zátěžový test

Všichni probandi podstoupili měření maximálního zátěžového testu. Před testem byli probandi požádáni, aby se zdrželi fyzicky náročných činností a požívání alkoholu alespoň 24 hodin před samotným testováním, dále pak, aby nekonzumovali větší množství potravin minimálně 2 hodiny před testem. Test probíhal na běžeckém ergometru LODE Valiant (Holandsko). Srdeční frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes přijímač Polar do PC. Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo).

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

Následuje samotný test. Každou následující půlminutu se rychlost pásu zvýší o 1 km/h. Když rychlost dosáhne 15 km/h (pro ženy 13 km/h), začne se zvyšovat sklon. Každou následující půlminutu dojde ke zvýšení sklonu o 2 %. Test končí vyčerpáním organismu, kdy má proband pocit dosažení maxima intenzity zatížení. Poté je pás zpomalen na rychlost chůze kvůli prevenci benigního pozátěžového kolapsu a pro vyplavení metabolitů ze svalů.

Výstupem testu byla hodnota maximální spotřeby kyslíku ( $VO_2max$ ) [ml/kg·min] a hodnota maximální srdeční frekvence (TFmax). Hodnoty překonávané zátěže byly vypočteny z hmotnosti probanda, rychlosti a sklonu pohyblivého pásu pomocí rovnice:

$W = (hmotnost * (2,2 + rychlost * (2,11 + 0,25 * sklon)) - 151) / 10,5$ , která je součástí softwarového vybavení běžeckého ergometru.

### 4.2.2 Nácvik NW

Před samotným měřením probanda v rámci výzkumu předcházela nácvik správné techniky NW. Probandi byli nejprve seznámeni se základními principy techniky NW (viz kapitola 2.3.6 Technika NW). Poté následoval praktický nácvik NW. Ten se odehrával venku v okolí areálu vysokoškolských kolejí Neředín a také v prostorách budovy NA na FTK. Probandi měli možnost zapůjčit si hole a provádět nácvik NW samostatně. Poslední fází nácviku byla chůze s holemi na běžeckém ergometru LODE Valiant (Holandsko). Poté již následovalo samotné měření.

### 4.2.3 Testování nordické chůze

V rámci testování byli probandi vystaveni dvěma různým rychlostem chodícího pásu (muži - 7 a 7,6 km/h, ženy - 6,6 a 7,2 km/h), dvěma různým sklonům pásu (0 %, 5 %) a třem různými individuálně určenými krokovými frekvencím (spontánní frekvence, frekvence o 10 kroků/min vyšší a o 10 kroků/min nižší). Pro zjištění spontánní krokové frekvence bylo u každého probanda navíc provedeno měření krokové frekvence při rychlosti 7 a 7,6 km/h u mužů a 6,6 a 7,2 km/h u žen při 0 % sklonu. Frekvence byla zaokrouhlována v rozmezí 5 kroků/min (např. 120 kroků/min, 125 kroků/min). Na základě naměřených hodnot byla stanovena frekvence o 10 kroků/min vyšší a o 10 kroků/min nižší pro každého probanda. Každý proband se tak zúčastnil 14 měření: 14x chůze s holemi (2 rychlosti x 2 sklony x 3 frekvence + 2 kontrolní měření pro zjištění spontánní frekvence při rychlosti 7 a 7,6 km/h u mužů a 6,6 a 7,2 km/h u žen). Pro účely výzkumu byla vybrána data z měření pouze při 0% sklonu. Při testování byla konkrétní aktuálně měřená kroková frekvence udávána hudbou. Testování pro zjištění spontánní krokové frekvence proběhlo bez hudby. Sledování krokové frekvence probíhalo nepřímo přes frekvenci úderů holemi.

Po každém testování proband hodnotil míru vynaloženého úsilí pomocí Borgovy stupnice (viz kapitola 2.1.5 Intenzita zatížení).

Každé testování trvalo 10 minut, přičemž prvních 5 minut plnilo funkci adaptace organismu na výchozí podmínky, a poté následoval pětiminutový měřený úsek, z něhož byla sbírána potřebná data.

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

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

Všechna měření byla zaznamenávána na digitální kamery umístěné v rovině frontální a sagitální.

Výstupní hodnoty byly pro další zpracování převedeny do tabulkového editoru Microsoft Excel. Pořadí jednotlivých testů bylo voleno náhodně a uskutečnilo se pouze jedno měření denně.

#### **4.2.4 Výběr hudby**

Po zjištění spontánní krokové frekvence probandů pro obě rychlosti bylo nutné vybrat hudbu, jejíž rytmus odpovídal hodnotám spontánní frekvence a frekvence o 10 kroků/min vyšší a o 10 kroků/min nižší pro každého probanda. Pokud hudba nesplňovala požadovaný rytmus, byla upravena pomocí speciálního programu MixMeister BPM Analyzer na odpovídající hodnoty. V rámci každé frekvence rytmu hudby bylo vybráno přibližně 8 skladeb, které byly následně přehrávány v náhodném pořadí.

#### **4.2.5 Měření maximální statické síly vyvíjené HK**

V rámci výzkumu proběhlo měření maximální statické síly vyvinuté horními končetinami. Měření sil probíhalo na běžeckém ergometru. Proband držel hole tak, že postavení v loketním kloubu odpovídalo 90° flexi a hole byly kolmo k podložce. Proband měl třikrát za sebou zatlačit střídavě pravou a levou horní končetinou při použití maximální síly. Měření bylo provedeno pomocí systému pro monitorování axiální síly v holích při nordické chůzi (MPAF).

#### **4.2.6 Celkové kineziologické vyšetření**

V rámci výzkumu prošel každý proband celkovým kineziologickým vyšetřením. Součástí bylo odebrání anamnézy (osobní, rodinná, farmakologická, sociální, pracovní, sportovní) aspekce v rovině frontální a sagitální, vyšetření postavení pánve, orientační vyšetření rozsahu pohybu kloubů končetin a páteře, palpační vyšetření svalů, zhodnocení některých hybných stereotypů. Na základě zjištěných poznatků byly stanoveny odchylky od normy. Součástí kineziologického vyšetření byl i dotazník pro zjištění bolestivých stavů, úrazů, příp. operací končetin a trupu (Příloha 3).

Vyšetření se stalo podkladem pro určení klíčové oblasti probanda, ve které je jeho největší odchylka od normy. Tyto klíčové oblasti byly dále hodnoceny podle videozáznamů získaných při měření nordické chůze. Bylo zjišťováno, jakým způsobem ovlivňuje NW nalezené odchylky od normy u konkrétního probanda. Zjištění byla zpracována formou případové studie vybraného probanda.

#### **4.2.7 Antropometrické vyšetření**

Každý proband podstoupil antropometrické vyšetření. Pro potřeby této diplomové práce ale nebyly hodnoty z něho získané použity.

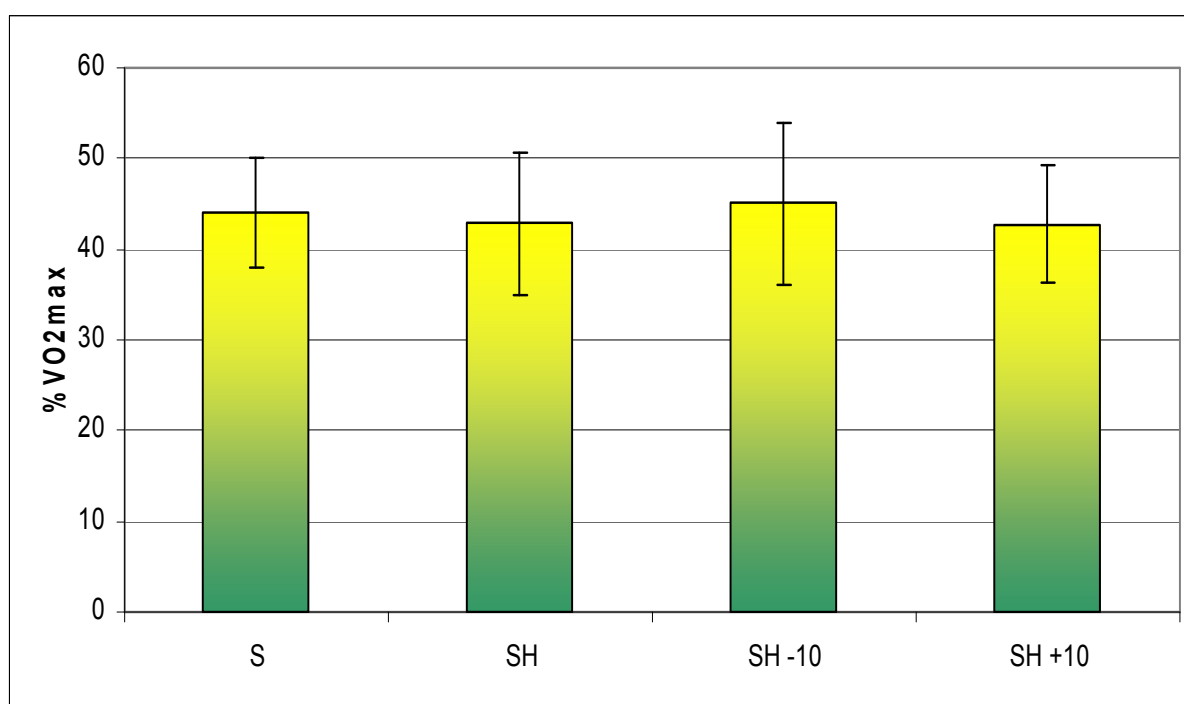
#### **4.2.8 Statistické zpracování dat**

Naměřené hodnoty spotřeby kyslíku a tepové frekvence byly převedeny na % VO<sub>2</sub>max respektive % TFmax, z čehož následně byly vypočítány průměry pro měřenou 5.—10. minutu. Výsledné hodnoty byly zprůměrnovány pro jednotlivé rychlosti a frekvence. Výsledkem je průměr procenta VO<sub>2</sub>max a procenta TFmax pro každou variantu rychlosti a frekvence. Zpracování dat bylo provedeno v programu MS Excel 2003. Ke statistickému zpracování dat jsme použili program STATISTIKA 9.0. Pro porovnání závislých proměnných jsme použili ANOVU pro opakovaná měření. Pro post hoc analýzu jsme použili Fisherův LSD test. Hladinu významnosti jsme stanovili na úrovni 0,05.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Porovnání spotřeby kyslíku

Nejvyšší intenzita zatížení při NW bez ohledu na rychlost byla  $45,04 \pm 8,91$  %  $VO_2max$  u frekvence o 10 kroků nižší. Nejnižší intenzita zatížení  $42,79 \pm 6,39$  %  $VO_2max$  byla u frekvence o 10 kroků vyšší. Rozdíl byl 2,25 %. Intenzita zatížení u spontánní frekvence bez hudby byla  $43,98 \pm 6,05$  %  $VO_2max$  a u spontánní frekvence s hudbou  $42,87 \pm 7,88$  %  $VO_2max$  (Obrázek 9). Rozdíly mezi jednotlivými frekvencemi nebyly statisticky významné ( $p=0,230$ ).



**Obrázek 9.** Spotřeba kyslíku při různých krokových frekvencích nordické chůze (průměrné hodnoty všech sledovaných frekvencí) ( $n=20$ ).

*Vysvětlivky:* %  $VO_2max$  – procento maximální spotřeby kyslíku, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, SH -10 – kroková frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – kroková frekvence o 10 kroků/min vyšší.



Srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku všech testovaných osob pro jednotlivé varianty rychlostí a frekvencí zobrazuje tabulka 5, 6 a 7.

Statisticky významné rozdíly ve spotřebě kyslíku při porovnání jednotlivých frekvencí při obou rychlostech byly mezi spontánní krokovou frekvencí s hudbou při základní rychlosti a frekvencí o 10 kroků/min nižší při rychlosti o 0,6 km/h vyšší. Statisticky významné rozdíly jsou také mezi spontánní krokovou frekvencí s hudbou při rychlosti o 0,6 km/h vyšší a frekvencí o 10 kroků/min vyšší při základní rychlosti.

Rozdíly, které se blíží statistické významnosti, se objevují při porovnání spontánní krokové frekvence bez hudby se spontánní krokovou frekvencí s hudbou při základní rychlosti, dále při srovnání spontánní krokové frekvence s hudbou při základní rychlosti a frekvence o 10 kroků/min vyšší při rychlosti o 0,6 km/h vyšší.

**Tabulka 5.** Porovnání spotřeby kyslíku při spontánní krokové frekvenci bez hudby a s hudbou při základní a zvýšené rychlosti.

% VO <sub>2</sub> max						
Rychlost	S		SH		Rozdíl	p
	M	SD	M	SD		
ZR	42,92	4,86	39,94	6,45	2,98	0,093
VR	45,04	7,16	45,81	8,38	0,77	0,662
ZR-VR	42,92	4,86	45,81	8,38	2,89	0,36
VR-ZR	45,04	7,16	39,94	6,45	5,1	0,112

*Vysvětlivky:* % VO<sub>2</sub>max – procento maximální spotřeby kyslíku, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

**Tabulka 6.** Porovnání spotřeby kyslíku při spontánní krokové frekvenci s hudbou s krokovou frekvencí o 10 kroků/min nižší při základní a zvýšené rychlosti.

% VO <sub>2</sub> max						
Rychlost	SH		SH -10			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	39,94	6,45	41,43	5,44	1,49	0,397
VR	45,81	8,38	48,64	10,44	2,83	0,11
ZR-VR	39,94	6,45	48,64	10,44	8,7	0,009
VR-ZR	45,81	8,38	41,43	5,44	4,38	0,169

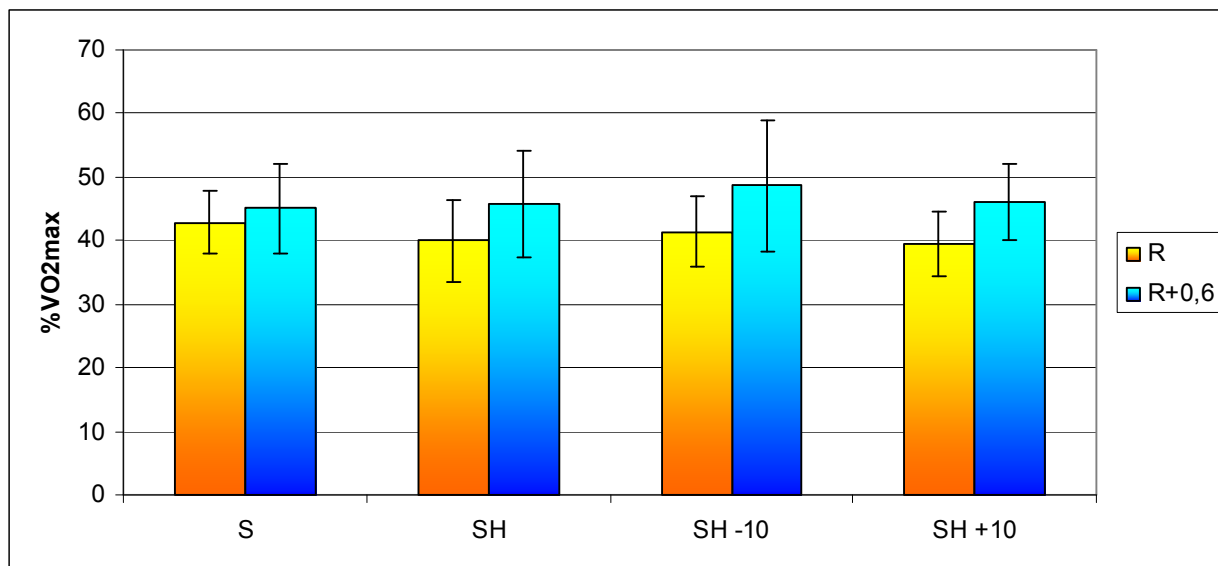
*Vysvětlivky:* % VO<sub>2</sub>max – procento maximální spotřeby kyslíku, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH -10 – frekvence o 10 kroků/min nižší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

**Tabulka 7.** Porovnání spotřeby kyslíku při spontánní krokové frekvenci s hudbou s krokovou frekvencí o 10 kroků/min vyšší při základní a zvýšené rychlosti.

% VO <sub>2</sub> max						
Rychlost	SH		SH +10			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	39,94	6,45	39,47	5,2	0,47	0,791
VR	45,81	8,38	46,1	5,89	0,29	0,867
ZR-VR	39,94	6,45	46,1	5,89	6,16	0,056
VR-ZR	45,81	8,38	39,47	5,2	6,34	0,050

*Vysvětlivky:* % VO<sub>2</sub>max – procento maximální spotřeby kyslíku, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH +10 – frekvence o 10 kroků/min vyšší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

Zvýšení rychlosti o 0,6 km/h vedlo při stejné krokové frekvenci vždy ke zvýšení intenzity zatížení (Obrázek 10). Intenzita zatížení z hlediska rychlosti NW byla na hranici statistické významnosti ( $p=0,0599$ ).



**Obrázek 10.** Spotřeba kyslíku při různých krokových frekvencích nordické chůze při základní a zvýšené rychlosti ( $n=10$ ).

*Vysvětlivky:* %  $VO_2max$  – procento maximální spotřeby kyslíku, R – základní rychlost, R + 0,6 – rychlost o 0,6 km/h vyšší, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, SH -10 – kroková frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – kroková frekvence o 10 kroků/min vyšší.

Srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku všech testovaných osob pro obě rychlosti v rámci stejné frekvence zobrazuje tabulka 8. Statisticky významné rozdíly spotřeby kyslíku se nacházejí při porovnání krokové frekvence o 10 kroků/min nižší pro obě rychlosti a dále pak při srovnání krokové frekvence o 10 kroků/min vyšší pro obě rychlosti.

Rozdíly, které se blíží statistické významnosti, se objevují při porovnání spontánních krokovou frekvencí s hudbou pro obě rychlosti.

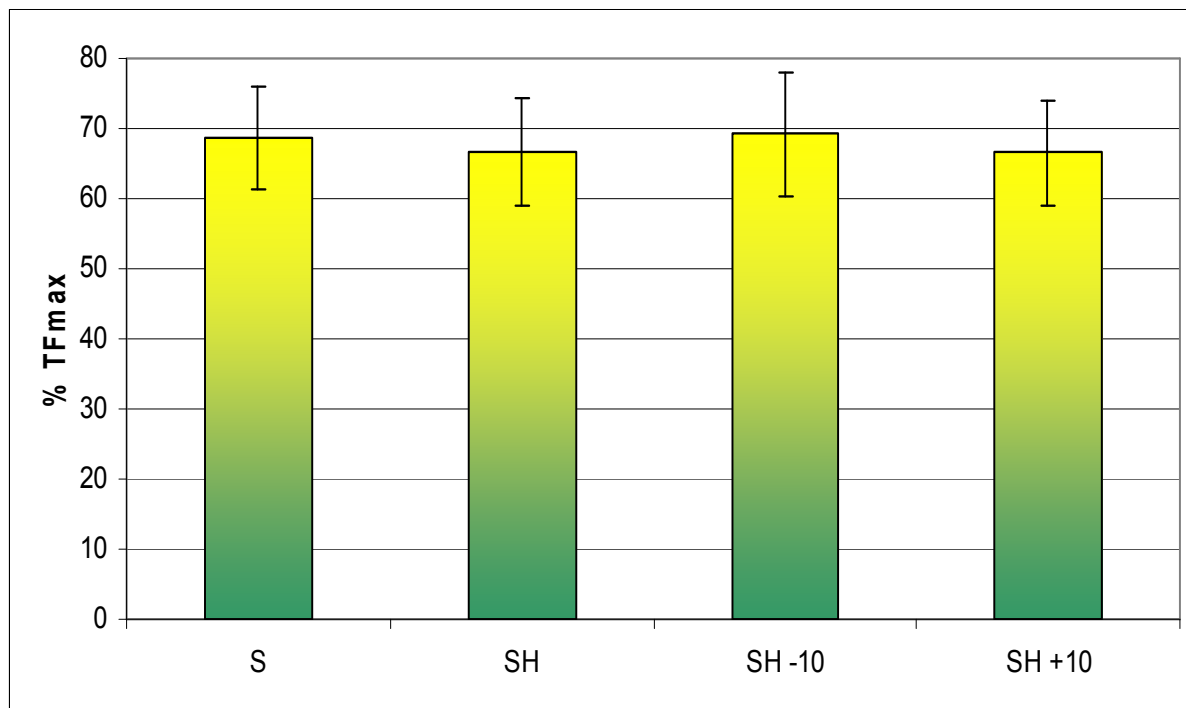
**Tabulka 8.** Porovnání spotřeby kyslíku při základní a zvýšené rychlosti při stejné frekvenci.

% VO <sub>2</sub> max						
Frekvence	ZR		VR		ZR-VR	P
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
S	42,92	4,86	45,04	7,16	2,12	0,501
SH	39,94	6,45	45,81	8,38	5,87	0,069
SH -10	41,43	5,44	48,64	10,44	7,21	0,027
SH +10	39,47	5,2	46,1	5,89	6,63	0,041

*Vysvětlivky:* %VO<sub>2</sub>max – procento maximální spotřeby kyslíku, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH -10 – frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – frekvence o 10 kroků/min vyšší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

## 5.2 Porovnání procenta z maximální srdeční frekvence

Nejvyšší intenzita zatížení při NW bez ohledu na rychlost byla  $69,17 \pm 8,69$  % TFmax u frekvence o 10 kroků nižší. Nejnižší intenzita zatížení  $66,63 \pm 7,53$  % TFmax byla u frekvence o 10 kroků vyšší. Rozdíl byl 2,54 %. Intenzita zatížení u spontánní frekvence bez hudby byla  $68,52 \pm 7,33$  % TFmax a u spontánní frekvence s hudbou  $66,67 \pm 7,51$  % TFmax (Obrázek 11). Rozdíly mezi jednotlivými frekvencemi byly statisticky významné ( $p=0,031$ ).



**Obrázek 11.** Procento maximální tepové frekvence při různých krokových frekvencích nordické chůze bez ohledu na rychlost (n=20).

*Vysvětlivky:* % TFmax – procento maximální srdeční frekvence, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, SH -10 – kroková frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – kroková frekvence o 10 kroků/min vyšší.

Srovnání průměrných hodnot procenta maximální srdeční frekvence všech testovaných osob pro jednotlivé varianty rychlostí a frekvencí zobrazuje tabulka 9, 10 a 11.

Statisticky významné rozdíly procenta maximální srdeční frekvence při porovnání jednotlivých frekvencí při obou rychlostech byly mezi spontánní krokovou frekvencí bez hudby při rychlosti vyšší o 0,6 km/h a spontánní krokovou frekvencí s hudbou při základní rychlosti, dále mezi spontánní frekvencí s hudbou a frekvencí o 10 kroků nižší obojí při rychlosti vyšší o 0,6 km/h a mezi oběma frekvencemi při základní rychlosti a rychlosti vyšší o 0,6 km/h a naopak. Statisticky významný rozdíl je i mezi spontánní frekvencí s hudbou při základní rychlosti a frekvencí o 10 kroků vyšší při rychlosti vyšší o 0,6 km/h a naopak.

Rozdíly, které se blíží statistické významnosti, se objevují při porovnání spontánní krokové frekvence bez hudby se spontánní krokovou frekvencí s hudbou obojí při základní rychlosti.

**Tabulka 9.** Porovnání procenta maximální srdeční frekvence při spontánní krokové frekvenci bez hudby a s hudbou při základní a zvýšené rychlosti.

% TFmax						
Rychlost	S		SH			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	66,09	6,56	63,27	5,89	2,82	0,058
VR	70,95	7,57	70,06	7,68	0,89	0,543
ZR-VR	66,09	6,56	70,06	7,68	3,97	0,218
VR-ZR	70,95	7,57	63,27	5,89	7,68	0,022

*Vysvětlivky:* % TFmax – procento maximální srdeční frekvence, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

**Tabulka 10.** Porovnání procenta maximální srdeční frekvence při spontánní krokové frekvenci s hudbou s krokovou frekvencí o 10 kroků/min nižší při základní a zvýšené rychlosti.

% TFmax						
Rychlost	SH		SH -10			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	63,27	5,89	64,43	6,94	1,16	0,431
VR	70,06	7,68	73,91	7,82	3,85	0,010
ZR-VR	63,27	5,89	73,91	7,82	10,64	0,002
VR-ZR	70,06	7,68	64,43	6,94	5,63	0,041

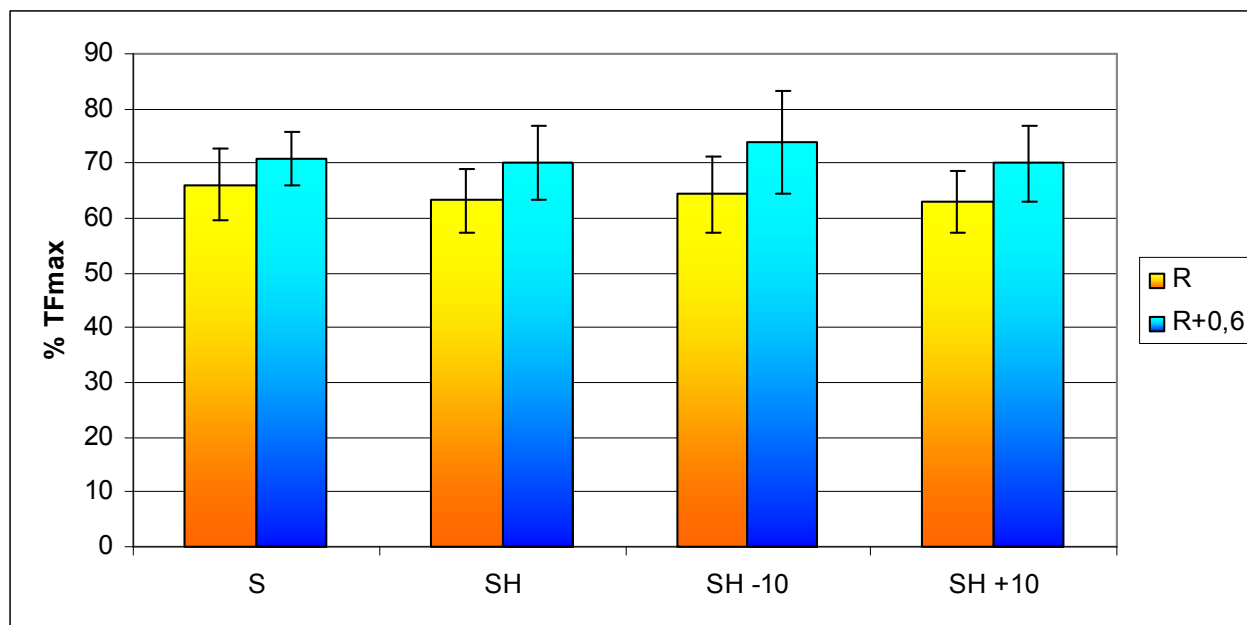
*Vysvětlivky:* % TFmax – procento maximální spotřeby kyslíku, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH -10 – frekvence o 10 kroků/min nižší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

**Tabulka 11.** Porovnání procenta maximální srdeční frekvence při spontánní krokové frekvenci s hudbou s krokovou frekvencí o 10 kroků/min vyšší při základní a zvýšené rychlosti.

% TFmax						
Rychlost	SH		SH +10			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	63,27	5,89	63,16	5,65	0,11	0,941
VR	70,06	7,68	70,09	7,81	0,03	0,984
ZR-VR	63,27	5,89	70,09	7,81	6,28	0,040
VR-ZR	70,06	7,68	63,16	5,65	6,93	0,038

*Vysvětlivky:* % TFmax – procento maximální srdeční frekvence, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH +10 – frekvence o 10 kroků/min vyšší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

Zvýšení rychlosti o 0,6 km/h vedlo při stejné krokové frekvenci vždy ke zvýšení intenzity zatížení (Obrázek 12). Rozdíly srdeční frekvence byly z hlediska rychlosti NW ( $p=0,026$ ) i z hlediska krokové frekvence ( $p=0,031$ ) statisticky významné.



**Obrázek 12.** Procento maximální srdeční frekvence při různých krokových frekvencích nordické chůze při základní a zvýšené rychlosti ( $n=10$ ).

*Vysvětlivky:* % TFmax – procento maximální srdeční frekvence, R – základní rychlost, R + 0,6 – rychlost o 0,6 km/h vyšší, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, SH -10 – kroková frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – kroková frekvence o 10 kroků/min vyšší.



Srovnání průměrných hodnot procenta maximální srdeční frekvence všech testovaných osob pro obě rychlosti v rámci stejné frekvence zobrazuje tabulka 12. Statisticky významné rozdíly spotřeby kyslíku se nacházejí mezi spontánními krokovými frekvencemi s hudbou pro obě rychlosti, krokovou frekvencí o 10 kroků/ min nižší pro obě rychlosti a dále pak mezi krokovou frekvencí o 10 kroků/ min vyšší pro obě rychlosti.

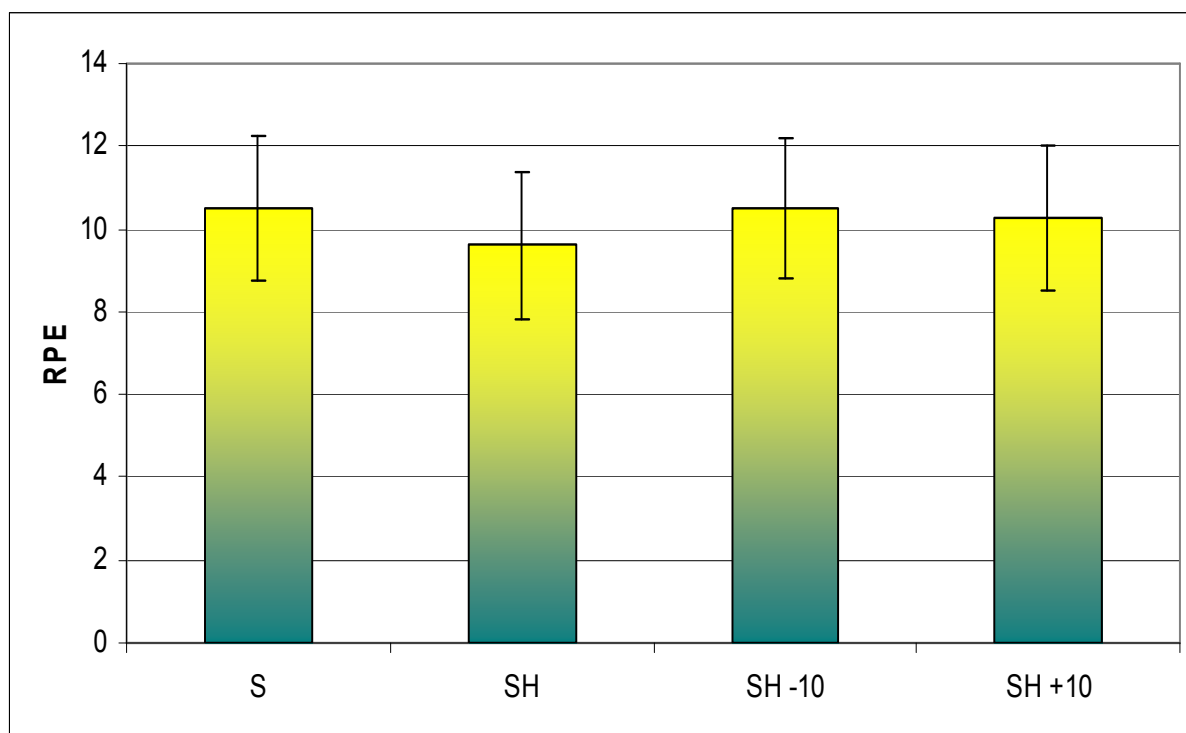
**Tabulka 12.** Porovnání procenta maximální srdeční frekvence při různých rychlostech v rámci stejné frekvence.

% TFmax						
Frekvence	ZR		VR		ZR-VR	P
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
S	66,09	6,56	70,95	7,57	4,86	0,135
SH	63,27	5,89	70,06	7,68	6,79	0,041
SH -10	64,43	6,94	73,91	7,82	9,48	0,006
SH +10	63,16	5,65	70,09	7,81	6,93	0,037

*Vysvětlivky:* % TFmax – procento maximální srdeční frekvence, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH -10 – frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – frekvence o 10 kroků/min vyšší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

### 5.3 Porovnání subjektivně vnímaného úsilí (RPE)

Nejvyšší hodnota subjektivně vnímaného úsilí (vyjádřená pomocí Borgovy škály) bez ohledu na rychlost byla u spontánní frekvence bez hudby  $10,50 \pm 1,76$  bodů a u frekvence o 10 kroků nižší  $10,50 \pm 1,70$  bodů. Nejnižší hodnota subjektivně vnímaného úsilí byla u spontánní frekvence s hudbou  $9,60 \pm 1,79$  bodů. Rozdíl byl 0,9 bodu. Hodnota subjektivně vnímaného úsilí byla u frekvence o 10 kroků vyšší  $10,25 \pm 1,74$  bodů (Obrázek 13). Rozdíly mezi jednotlivými frekvencemi nebyly statisticky významné ( $p=0,123$ ).



**Obrázek 13.** Subjektivně vnímané úsilí při různých krokových frekvencích nordické chůze bez ohledu na rychlost (n=20).

*Vysvětlivky:* RPE – subjektivně vnímané úsilí, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, SH -10 – kroková frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – kroková frekvence o 10 kroků/min vyšší.

Srovnání průměrných hodnot subjektivně vnímaného úsilí všech testovaných osob pro jednotlivé varianty rychlostí a frekvencí zobrazuje tabulka 13, 14 a 15.

Statisticky významné rozdíly subjektivně vnímaného úsilí při porovnání jednotlivých frekvencí při obou rychlostech byly mezi spontánní krokovou frekvencí bez hudby při rychlosti vyšší o 0,6 km/h a spontánní frekvencí s hudbou při základní rychlosti, dále pak mezi spontánní frekvencí s hudbou při základní rychlosti a frekvencí o 10 kroků nižší při rychlosti vyšší o 0,6 km/h a také mezi spontánní frekvencí s hudbou při základní rychlosti a frekvencí o 10 kroků vyšší při rychlosti vyšší o 0,6 km/h.

Rozdíly, které se blíží statistické významnosti, se objevují mezi spontánní krokovou frekvencí bez hudby se spontánní krokovou frekvencí s hudbou při základní rychlosti a také mezi spontánní frekvencí s hudbou a frekvencí o 10 kroků nižší při rychlosti vyšší o 0,6 km/h.

**Tabulka 13.** Porovnání hodnot subjektivně vnímaného úsilí při spontánní krokové frekvenci bez hudby a s hudbou při základní a zvýšené rychlosti.

RPE						
Rychlost	S		SH		Rozdíl	p
	M	SD	M	SD		
ZR	10,00	1,15	8,80	0,92	1,2	0,051
VR	11,00	2,16	10,40	2,12	0,6	0,322
ZR-VR	10,00	1,15	10,40	2,12	0,4	0,583
VR-ZR	11,00	2,16	8,80	0,92	2,2	0,004

Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

**Tabulka 14.** Porovnání hodnot subjektivně vnímaného úsilí při spontánní krokové frekvenci s hudbou s krokovou frekvencí o 10 kroků/min nižší při základní a zvýšené rychlosti.

RPE						
Rychlost	SH		SH -10			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	8,80	0,92	9,50	1,27	0,7	0,248
VR	10,40	2,12	11,50	1,51	1,1	0,072
ZR-VR	8,80	0,92	11,50	1,51	2,7	0,000
VR-ZR	10,40	2,12	9,50	1,27	0,9	0,219

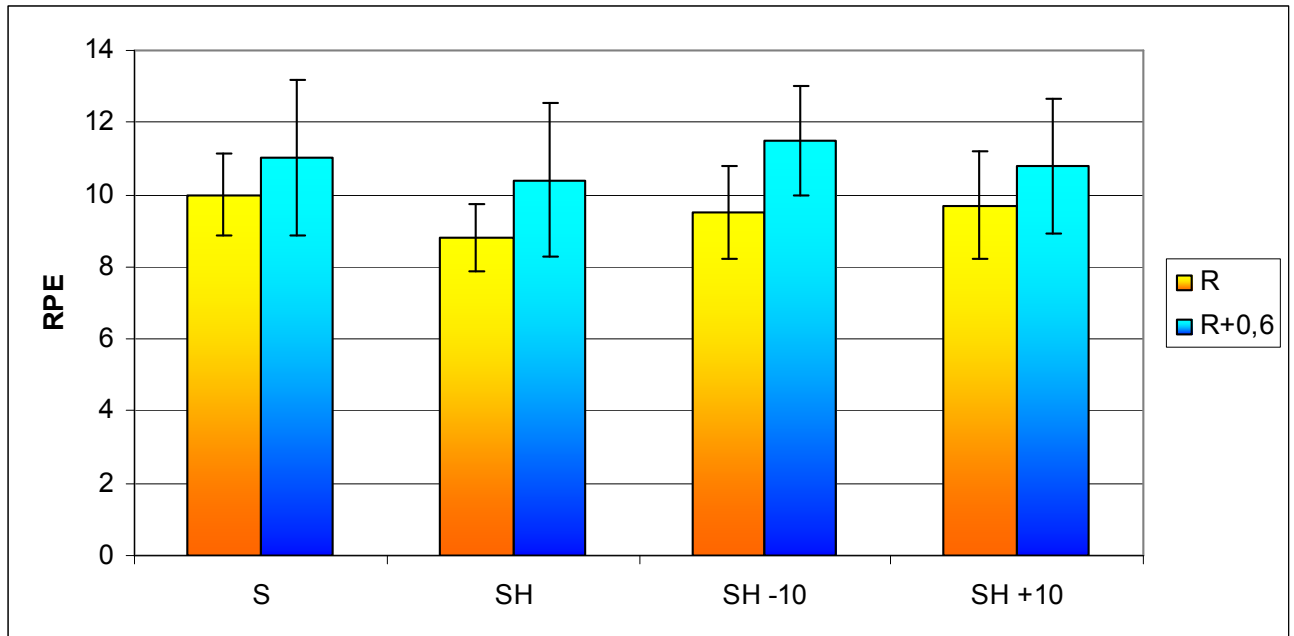
Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH -10 – frekvence o 10 kroků/min nižší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

**Tabulka 15.** Porovnání hodnot subjektivně vnímaného úsilí při spontánní krokové frekvenci s hudbou s krokovou frekvencí o 10 kroků/min vyšší při základní a zvýšené rychlosti.

RPE						
Rychlost	SH		SH +10			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	8,80	0,92	9,70	1,49	0,9	0,139
VR	10,40	2,12	10,80	1,87	0,4	0,508
ZR-VR	8,80	0,92	10,80	1,87	2	0,008
VR-ZR	10,40	2,12	9,70	1,49	0,7	0,338

Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH +10 – frekvence o 10 kroků/min vyšší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

Zvýšení rychlosti o 0,6 km/h vedlo při stejné krokové frekvenci vždy ke zvýšení hodnoty subjektivně vnímaného úsilí (vyjádřené pomocí Borgovy škály) (Obrázek 14). Rozdíly subjektivně vnímaného úsilí z hlediska rychlosti NW byly statisticky významné ( $p=0,0112$ ).



**Obrázek 14.** Subjektivně vnímané úsilí při různých krokových frekvencích nordické chůze při základní a zvýšené rychlosti (n=10).

*Vysvětlivky:* RPE – subjektivně vnímané úsilí, R – základní rychlost, R + 0,6 – rychlost o 0,6 km/h vyšší, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, SH -10 – kroková frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – kroková frekvence o 10 kroků/min vyšší.

Srovnání průměrných hodnot subjektivně vnímaného úsilí všech testovaných osob pro obě rychlosti v rámci stejné frekvence zobrazuje tabulka 16. Statisticky významné rozdíly subjektivně vnímaného úsilí se nacházejí mezi spontánními krokovými frekvencemi s hudbou pro obě rychlosti a krokovou frekvencí o 10 kroků/ min nižší pro obě rychlosti.

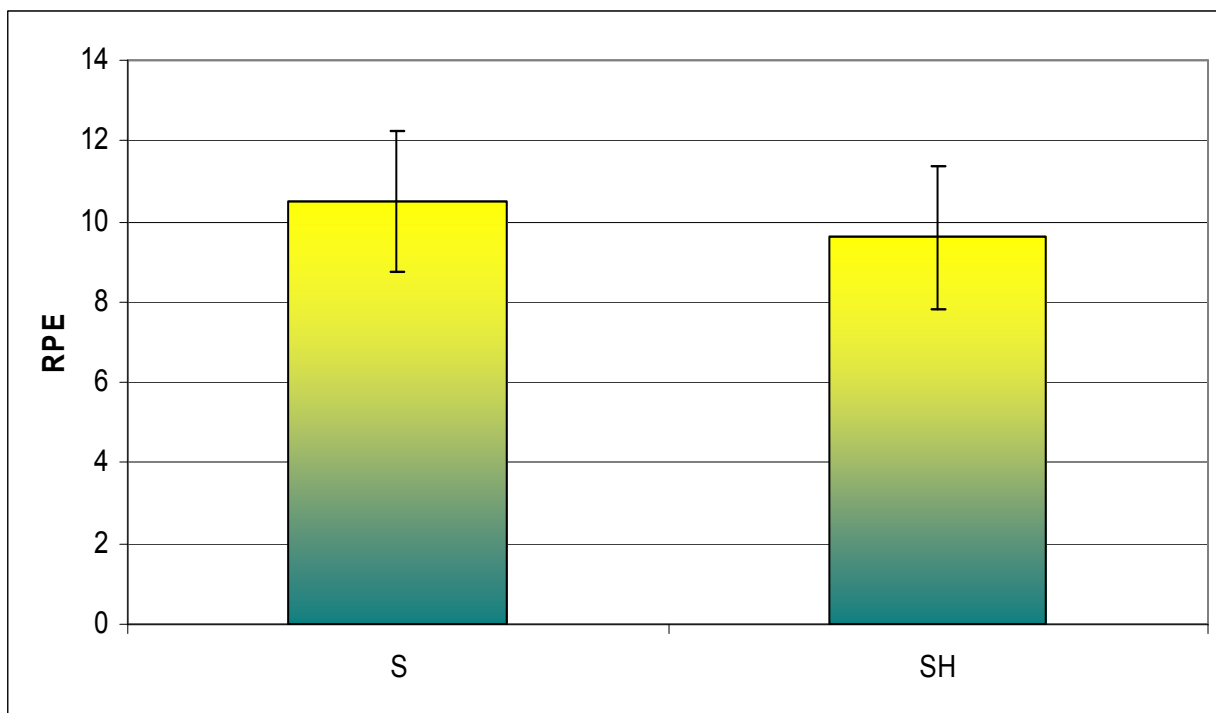
**Tabulka 16.** Porovnání hodnot subjektivně vnímaného úsilí při různých rychlostech v rámci stejné frekvence.

RPE						
Frekvence	ZR		VR		ZR-VR	P
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
S	10,00	1,15	11,00	2,16	1	0,173
SH	8,80	0,92	10,40	2,12	1,6	0,031
SH -10	9,50	1,27	11,50	1,51	2	0,008
SH +10	9,70	1,49	10,80	1,87	1,1	0,134

*Vysvětlivky:* RPE – subjektivně vnímané úsilí, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, SH -10 – frekvence o 10 kroků/min nižší, SH +10 – frekvence o 10 kroků/min vyšší, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

## 5.4 Porovnání vlivu hudby na RPE

Hodnota subjektivně vnímaného úsilí (vyjádřená pomocí Borgovy škály) bez ohledu na rychlost byla u spontánní frekvence bez hudby  $10,50 \pm 1,76$  bodů a u spontánní frekvence s hudbou  $9,60 \pm 1,79$  bodů. Subjektivně vnímané úsilí je u spontánní frekvence s hudbou vždy nižší bez ohledu na rychlost (Obrázek 15). Rozdíly mezi jednotlivými frekvencemi se blížily statistické významnosti ( $p=0,066$ ).



**Obrázek 15.** Subjektivně vnímané úsilí při dvou krokových frekvencích nordické chůze bez ohledu na rychlost (n=20).

*Vysvětlivky:* RPE – subjektivně vnímané úsilí, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou.

Srovnání průměrných hodnot subjektivně vnímaného úsilí všech testovaných osob pro spontánní frekvenci s hudbou a bez hudby zobrazuje tabulka 17. Statisticky významné hodnoty subjektivně vnímaného úsilí při porovnání těchto frekvencí při obou rychlostech lze najít při srovnání spontánní krokové frekvence bez hudby při rychlosti vyšší o 0,6 km/h a spontánní frekvence s hudbou při základní rychlosti.

Hodnoty, které se blíží statistické významnosti, se objevují při porovnání spontánní krokové frekvence bez hudby se spontánní krokovou frekvencí s hudbou při základní rychlosti.

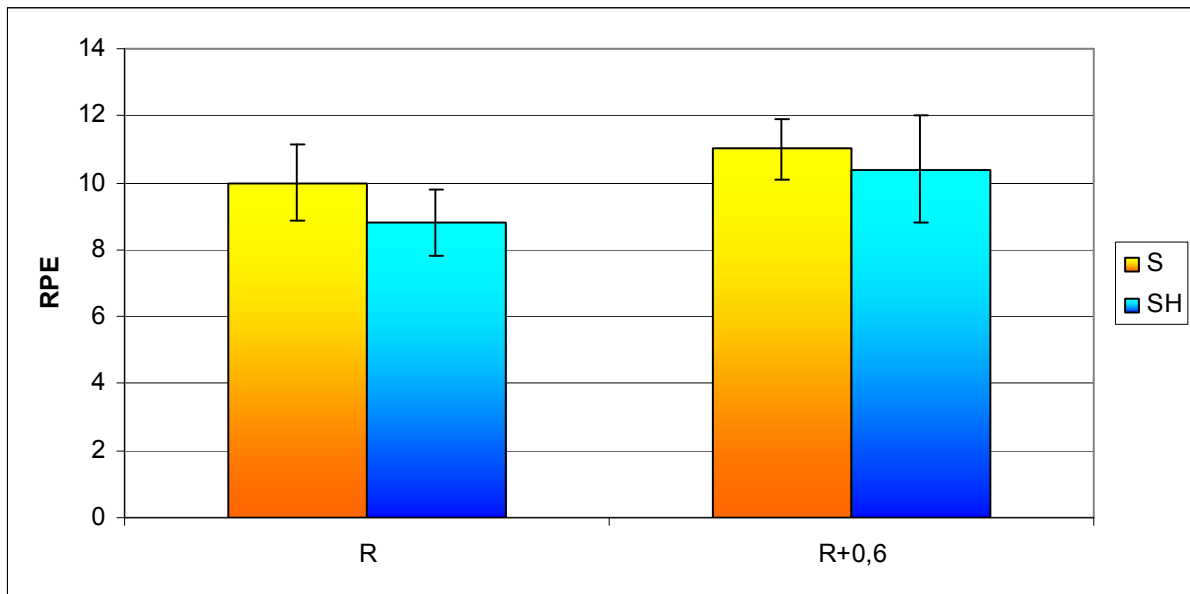
**Tabulka 17.** Porovnání hodnot subjektivně vnímaného úsilí při spontánní krokové frekvenci bez hudby a s hudbou při základní a zvýšené rychlosti.

RPE						
Rychlost	S		SH			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
ZR	10,00	1,15	8,80	0,92	1,2	0,081
VR	11,00	2,16	10,40	2,12	0,6	0,368
ZR-VR	10,00	1,15	10,40	2,12	0,4	0,599
VR-ZR	11,00	2,16	8,80	0,92	2,2	0,006

Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, ZR-VR – porovnání hodnot frekvencí pro základní rychlost a rychlost vyšší o 0,6 km/h, VR-ZR – porovnání hodnot frekvencí pro rychlost vyšší o 0,6 km/h a základní rychlost, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).



Zvýšení rychlosti o 0,6 km/h vedlo při spontánní frekvenci s hudbou a bez hudby vždy ke zvýšení hodnoty subjektivně vnímaného úsilí (vyjádřené pomocí Borgovy škály). Při porovnání obou frekvencí z grafu vyplývá, že RPE je vždy nižší u spontánní frekvence s hudbou (Obrázek 16). Hodnocení rozdílu RPE při obou frekvencích z hlediska rychlosti je statisticky významné ( $p=0,043$ ), z hlediska krokové frekvence se rozdíl blíží statistické významnosti ( $p=0,066$ ).



**Obrázek 16.** Subjektivně vnímané úsilí při dvou krokových frekvencích nordické chůze při základní a zvýšené rychlosti (n=10).

*Vysvětlivky:* RPE – subjektivně vnímané úsilí, S – spontánní kroková frekvence, SH - spontánní kroková frekvence s hudbou, 0 - základní rychlost, 6 – rychlost o 0,6 km/h vyšší.

Srovnání průměrných hodnot subjektivně vnímaného úsilí všech testovaných osob pro obě rychlosti v rámci stejné frekvence zobrazuje tabulka 18. Statisticky významné rozdíly subjektivně vnímaného úsilí se nacházejí mezi spontánními krokovými frekvencemi s hudbou pro obě rychlosti.

**Tabulka 18.** Porovnání hodnot subjektivně vnímaného úsilí při různých rychlostech v rámci stejné frekvence.

RPE						
Rychlost	ZR		VR			p
	M	SD	M	SD	Rozdíl	
S	10,00	1,15	11,00	2,16	1,0	0,192
SH	8,80	0,92	10,40	2,12	1,6	0,041

Vysvětlivky: RPE – subjektivně vnímané úsilí, ZR – základní rychlost, VR – rychlost vyšší o 0,6 km/h, S – spontánní frekvence bez hudby, SH – spontánní frekvence s hudbou, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statisticky významného rozdílu ( $p \leq 0,05$ ), (LSD test).

## 5.5 Kazuistika

Studentka FTK UP, ročník 1990, pravák, dominantní DK – pravá.

**Tabulka 19.** Charakteristika probanda.

Výška (cm)	175
Hmotnost (kg)	73
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	23,8
TFmax (tepy/min)	200
VO <sub>2</sub> max (ml/kg·min)	51,5

*Vysvětlivky:* BMI – Body Mass Index, TFmax – maximální tepová frekvence, VO<sub>2</sub>max – maximální spotřeba kyslíku.

### Kineziologický nálezn

#### Aspekce:

- šikmá pánev, vpravo výš
- LDK
  - oslabený m. gluteus maximus
  - zkrácené hamstringy
  - VR v kyčli
  - extenční držení kolenního kloubu
- PDK - ZR v kyčli
- Trup - pravá taile větší
  - oslabené mezilopatkové svaly
  - zkrácený m. levator scapulae vlevo (levé rameno výš)
  - zvýšená lordotizace Lp
- PHK - postavení ve VR
- Hlava - předsunuté držení, mírný úklon vpravo a rotace vlevo

#### Vyšetření

- LDK – omezení ZR i VR v kyčli oproti druhé straně
  - inverze v oblasti hlezna v plantární flexi – volnost při protažení – lig. talofibulare anterior
- HSSP – na zádech – nefixuje do rotací Lp
- jizva po apendixu srostlá v kraniálním a středním úseku
- omezená rotace trupu doleva
- ramenní klouby – ZR bilaterálně až 120°

#### Dotazník

- v 1. měsíci života, podezření na pes equinovarus bilat. – terapie Vojtovou metodou do 1 roku
- chůze cca v jednom roce
- DKK – v 9 letech - distorze levého hlezenního kloubu – fixovaná sádkou
- HKK – před 8 lety – zlomenina pravého zápěstí
  - před 3 roky - vykloubený palec vpravo
  - naražené prsty – ruptura šlachy m. extensor digitorum longus – 4. prst vlevo
- operace – v 10 letech – slepé střevo
- funkční problémy v oblasti krční a bederní páteře
  - více v Cp – oblast šíje, více vlevo
  - nepravidelně asi 3 roky
- sport – rekreačně - plavání, běh

## **Závěr**

V důsledku oslabení m. gluteus maximus lze u pacientky při chůzi předpokládat zhoršenou stabilitu levého kyčelního kloubu. Na základě nálezu zkrácených hamstringů vlevo a omezení rotace trupu doleva můžeme očekávat zkrácení doby opory o levou DK při chůzi. Díky klidovému vnitřně rotačnímu postavení LDK bude pravděpodobně docházet k jejímu držení ve vnitřní rotaci i při chůzi. Můžeme očekávat i zhoršenou kvalitu nášlapu a odvíjení plosky LDK kvůli distorzi hlezna a jeho následné nestabilitě. Šikmé postavení pánve povede k asymetrii tailí i při chůzi. Při chůzi bude přetrvávat i zvýšená lordotizace Lp.

## **Vliv NW na kineziologický nález**

- **na začátku při chůzi s holemi:**
  - PDK - nášlap na vnitřní hranu nohy
    - špička vytočena mírně zevně
  - LDK – nášlap mírně na vnitřní stranu chodidla
    - špička vtočena mírně dovnitř
    - při odrazu výraznější EXT kyčelního a kolenního kloubu
  - LHK – více v ADD
    - menší záběr do odrazu, hůl při odrazu pohyb od těla
  - taile vlevo menší
  - zvýšená lordotizace Lp
  - výrazně předsunutě držení hlavy

- **v průběhu výzkumu NW (14 měření):**
  - PDK - zmírnění nášlapu na vnitřní hranu nohy
  - LDK – zmírnění nášlapu na vnitřní stranu chodidla
    - špička méně vtočena dovnitř
    - vyrovnání obou DKK při odrazu v kolenních kloubech
  - oba kolenní klouby při došlapu v mírné semiflexi
  - LHK – není v ADD
  - vyrovnání HKK v záběru do odrazu
  - taile vyrovnané
  - zmírnění lordotizace L páteře
  - zmírnění předsunutého držení hlavy
  - rotace trupu jsou přibližně stejné na obě strany

## **Závěr**

Na konci téměř každého měření byla situace lepší než na začátku. Při vyšší frekvenci došlo ke zkrácení kroku, paže byly blíže u těla, ale symetricky, taile byly téměř vyrovnané, došlo ke zmírnění nároku přes vnitřní stranu chodidla na PDK. Rotace trupu při vyšší frekvenci nebyla nijak zvýrazněná. Při nižší frekvenci došlo k prodloužení kroku, byla akcentovaná kontrarotace horního a dolního trupu s převahou rotace dolního trupu, taile byly téměř symetrické, došlo ke zmírnění VR na LDK. Při spontánní frekvenci kroku byly rotace horního a dolního trupu vůči sobě vyrovnané a zřetelnější oproti NW při vyšší frekvenci kroku.

U pacientky došlo během několikanásobného provedení nordické chůze ke zlepšení stereotypu chůze a zapojování horních končetin. Pacientka má ve stoji šikmou pánev a během nordické chůze došlo ke zmírnění této odchylky. Je to pravděpodobně způsobené zvýšeným zapojením m. latissimus dorsi. Ten svoji aktivitou pomáhá lepší stabilizaci páteře a pánve. Také došlo ke zmírnění předsunutí hlavy a lordotizace bederního úseku páteře pomocí napřímení trupu, zvýšení rotace trupu a patrně i stabilizace pánve. K úpravě postavení aker dolních končetin došlo pravděpodobně na základě zlepšení postavení pánve. To přispělo i k lepšímu nastavení trupu a tím i horních končetin.

Vliv na zlepšení stavu pacientky může mít i pravidelnost prováděné aktivity. Měření probíhalo 2—3krát týdně po dobu přibližně pěti týdnů. Tím došlo ke zvýšení aktivity svalstva trupu a ke zlepšení celkové kondice pacientky.

Vliv na zlepšení kineziologického nálezu může mít i rytmus hudby. Nutnost udržování hudbou stanovené frekvence kroku mohlo vést ke zlepšení koordinace svalů horní a dolní poloviny těla. Následně došlo ke zlepšení jejich vzájemné souhry a ovlivnění nastavení těla při chůzi.

I když to na první pohled není patrné, tak podle vyšetření rozsahů kloubů má pacientka výrazně zvýšený rozsah do ZR v obou ramenních kloubech. Tím, že se při NW více zapojují jak svaly v oblasti HKK, tak svaly trupu, může to u pacientky vést ke zvýšení stability ramenních kloubů na podkladě zlepšení koordinace a zvýšení síly pletencových svalů.

## 6 DISKUZE

### 6.1 Diskuze k výsledkům výzkumu

Tato práce se zabývala zjištěním, zda se změna krokové frekvence nordické chůze projeví na metabolickém a kardiovaskulárním zatížení organismu a na subjektivně vnímaném úsilí. Veškeré testy nordické chůze probíhaly v laboratoři fyziologie zátěže FTK UP, v níž byly zajištěny standardizované podmínky pro měření všech probandů. Odborný dohled nad testováním zajišťoval vedoucí výzkumu, který se snažil minimalizovat případné chyby v technice provádění testů. Snaha o zajištění maximálně standardizovaných podmínek při měření eliminuje vznik chyb u naměřených hodnot. Výzkumný soubor tvořilo pouze deset osob. Z toho vyplývá, že každá větší odchylka u jednoho z probandů může ovlivnit statistickou významnost testu.

Hlavním cílem mojí práce bylo zjistit vliv krokové frekvence při nordické chůzi na intenzitu zatížení vyjádřenou procenty maximální spotřeby kyslíku (% VO<sub>2</sub>max) a procenty maximální srdeční frekvence (% TFmax). Výsledky ukázaly, že při porovnání jednotlivých krokových frekvencí nedošlo ke statisticky významným změnám spotřeby kyslíku. Obecný trend ve vývoji hodnot spotřeby kyslíku ukazuje, že nejnižší hodnoty se objevují při zvýšení krokové frekvence a nejvyšší hodnoty při snížení krokové frekvence.

Podle výsledků studie Foissac, Berthollet, Seux, Belli a Millet (2008), které se zúčastnilo 11 osob, dochází při zvýšení krokové frekvence při chůzi s holemi ke statisticky významnému zvýšení spotřeby kyslíku v porovnání se spontánní a nižší frekvencí. Snížení krokové frekvence vede k redistribuci svalové aktivity z oblasti stehna do oblasti lýtky a také na horní končetiny bez zvýšení spotřeby kyslíku. Výsledky tohoto článku jsou naprosto v rozporu s výsledky našeho výzkumu. Vliv patrně hrál fakt, že v naší studii byla kroková frekvence zvyšována a snižována vždy o 10 kroků/min (tj. cca 8 % ze spontánní frekvence). V uvedené studii však zvyšovali a snižovali frekvenci o 20 % ze spontánní frekvence. Tento vyšší nárůst frekvence patrně vedl k odlišným výsledkům oproti našemu výzkumu. Rozdíl ve výsledcích může být také způsoben tím, že se jednalo o homogenní skupinu tvořenou jedenácti muži na rozdíl od našeho vzorku probandů, který tvořilo pět mužů a pět žen.

Změny v kardiovaskulárním zatížení byly statisticky významné. Obecný trend ve vývoji hodnot % maximální srdeční frekvence ukazuje, že nejnižší hodnoty se objevují při zvýšení krokové frekvence a nejvyšší hodnoty při snížení krokové frekvence.

Při testování došlo ke statisticky významnějším změnám srdeční frekvence oproti spotřebě kyslíku. Jedním z důvodů může být podle Hamara a Lipkové (2001) velikost zapojených svalových skupin a jejich schopnost extrahovat kyslík z krve. Při vytrvalostní aktivitě, jako je např. běh, dochází k intenzivnějšímu zapojení velkých svalových skupin. Tyto skupiny mají vyšší podíl svalových vláken typu I (slow oxidative) s vyšší schopností extrahovat kyslík. To ovlivňuje velikost srdeční frekvence, která díky lepší extrakci kyslíku může být nižší. Při silových aktivitách dochází při relativně nízké úrovni spotřeby kyslíku k nárůstu hodnot srdeční frekvence. Správná technika nordické chůze vyžaduje silové zapojení horních končetin do odrazu, tím lze vysvětlit větší nárůst srdeční frekvence na rozdíl od spotřeby kyslíku. Zvýšené zapojení svalů horních končetin také způsobuje zvýšení nároků na práci srdce. Dochází ke zmenšení systolického objemu a pro zachování celkového srdečního výdeje musí dojít ke zvýšení srdeční frekvence. Hamar a Lipková (2001) dále uvádí, že při dosažení intenzity 40 až 50 % maximální spotřeby kyslíku dosahuje systolický objem svého maxima. Z toho vyplývá, že se dále na zvyšování minutového objemu uplatňuje prakticky výlučně nárůst srdeční frekvence.

První výzkumná otázka se zabývala tím, zda dochází ke změně metabolického a kardiovaskulárního zatížení při změně krokové frekvence nordické chůze. Z hlediska metabolického zatížení organismu došlo ke změně spotřeby kyslíku při porovnání jednotlivých krokových frekvencích. Největší rozdíl byl 2,25 % mezi hodnotami %VO<sub>2</sub>max u frekvence o 10 kroků nižší a u frekvence o 10 kroků vyšší. Dochází tak ke vzniku největšího rozdílu při porovnání obou extrémů krokové frekvence při NW. Jedná se o zajímavý jev z hlediska tvrzení autorů Astrand, Rodahl, Dahl a Stromme (2003), podle kterých při jakémkoli výkyvu krokové frekvence od individuální normy jedince při běžné chůzi dochází k nárůstu spotřeby kyslíku a tepové frekvence. Podobně argumentují i Hamar a Lipková (2001), jejich tvrzení se ale týká délky kroku při běhu. Při snížení krokové frekvence musí následovat prodloužení kroku, tím se chůze stává náročnější z hlediska většího množství zapojení svalů a také z hlediska nestandardní situace pro organismus. Při prodloužení kroku při NW je nutné více zapojit hole do odrazu, protože se tím usnadní práce DKK. Dále dochází k redistribuci svalové aktivity z oblasti stehna do oblasti lýtka a také na horní končetiny (Foissac, Berthollet, Seux, Belli, & Miller, 2008). Dojde tak k většímu zapojení svalů horní poloviny těla, a tím k nárůstu srdeční frekvence. Při zvýšení krokové frekvence je člověk nucen zkrátit krok a zrychlit práci horních i dolních končetin. Chůze se tak stává náročnější spíše z hlediska koordinace než z hlediska zapojení svalů. Při zkrácení kroku je nutné zkrátit záběr i horními končetinami, a tím se výrazně sníží zapojení svalů horní poloviny těla. Svoji



roli ve snížení spotřeby kyslíku může mít i to, že se jedná o rytmickou aktivitu s hudbou. U všech probandů se hodnota zvýšené krokové frekvence pohybovala nad 120 kroků/min. Podle Terry a Karageorghis (2006) má hudba, která má rychlé tempo (větší než 120 taktů za minutu), silný rytmus, dodává energii a podporuje tělesný pohyb, motivační účinek a ovlivňuje výkon sportovce. To by patrně mohlo mít vliv na snížení spotřeby kyslíku při vyšší frekvenci.

Při porovnání kardiovaskulárních parametrů také došlo ke vzniku rozdílů. Největší rozdíl v hodnotách % TFmax byl zjištěn mezi hodnotami frekvence o 10 kroků nižší a frekvence o 10 kroků vyšší bez ohledu na rychlost. Rozdíl hodnot činil 2,54 % TFmax.

V další výzkumné otázce jsme chtěli najít odpověď na to, zda dochází ke změně metabolického a kardiovaskulárního zatížení při změně rychlosti při nordické chůzi. Rozdíly v hodnotách metabolického a kardiovaskulárního zatížení byly při porovnání základní rychlosti a rychlosti o 0,6 km/h statisticky významné. Největší rozdíl mezi hodnotami činil 7,21 % VO<sub>2</sub>max a 9,48 % TFmax u krokové frekvence o 10 kroků/min nižší pro obě rychlosti. Toto tvrzení lze podpořit výzkumem autorů Jürimäe, Meema, Karelson, Purge a Jürimäe (2009), kteří se zabývali problematikou intenzity zatížení organismu při různé intenzitě provádění NW. Z výsledků studie vyplývá, že při zvýšení rychlosti nordické chůze dochází ke zvýšení spotřeby kyslíku i srdeční frekvence. Ke zvýšení těchto parametrů dochází pravděpodobně díky většímu a intenzivnějšímu zapojení svalových skupin horní i dolní poloviny těla. Při nárůstu rychlosti musí dojít k intenzivnějšímu odrazu holí a tím k větší aktivaci svalů horních končetin a trupu.

Třetí výzkumná otázka se týká vlivu změny krokové frekvence na subjektivně vnímané úsilí. Mezi hodnotami subjektivně vnímaného úsilí u jednotlivých frekvencí nejsou statisticky významné rozdíly. Nejvyšší hodnota subjektivně vnímaného úsilí (vyjádřená pomocí Borgovy škály) byla u dvou krokových frekvencí totožná. Jednalo se o spontánní frekvenci bez hudby a o frekvenci o 10 kroků nižší. Nejnižší hodnota subjektivně vnímaného úsilí byla u spontánní frekvence s hudbou. Rozdíl byl 0,9 bodu. Borgova škála slouží k určení subjektivně vnímaného úsilí při aktivitě. Měřená osoba měla pokaždé určit, jak pro ni byla daná zátěž náročná. Vliv na hodnotu vnímaného úsilí může mít kromě dané rychlosti a krokové frekvence také vytvořená zkušenost. Tento výzkum se zabýval pouze chůzí s holemi, to znamená, že neproběhlo žádné střídání aktivit při měření jako třeba u porovnání vlivu NW a běžné chůze na organismus. A vzhledem k tomu, že každý proband podstoupil nácvik techniky NW a poté ještě 14 měření mohla se tato postupně narůstající zkušenost s chůzí s holemi a adaptace na tuto aktivitu projevit v hodnocení míry vnímaného úsilí. Proto

byla pravděpodobně některá měření probandů na začátku výzkumu hodnocena vyšším RPE skóre než po delší účasti na výzkumu. Další vliv na hodnotu vnímaného úsilí může mít i to, že proband musel udržovat danou krokovou frekvenci po celou dobu každého měření. Pokud byl pro danou osobu problém tuto frekvenci kontinuálně udržovat, mohlo se to projevit v následném hodnocení vnímaného úsilí. Podle sdělení probandů se v tomto ohledu patrně jednalo spíše o psychickou než fyzickou zátěž. Jiným aspektem, který mohl ovlivnit stanovení hodnot vnímaného úsilí, mohlo být i zvýšení rychlosti. Toto tvrzení podporuje i výzkum Jürimäe, Meema, Karelson, Purge a Jürimäe (2009). V jejich studii bylo zjištěno, že při zvyšující se rychlosti NW se zvyšuje hodnota subjektivně vnímaného úsilí.

Ostatní dostupné studie hodnotí spíše vztah vnímaného úsilí mezi chůzí s holemi a běžnou chůzí. Ve studii Figard-Fabre, Fabre, Leonard a Schena (2010) bylo zjištěno, že při použití holí při chůzi do kopce dochází ke statisticky významnému snížení vnímaného úsilí v porovnání s běžnou chůzí. Tento jev je vysvětlován odlehčením dolních končetin zvětšením stability chůze pomocí práce holí. Oproti tomu Church, Earnest a Morss (2002) podle výsledků svého výzkumu došli k závěru, že není statisticky významný rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí mezi chůzí s holemi a běžnou chůzí.

V poslední výzkumné otázce byl zjišťován vliv hudby na subjektivně vnímané úsilí při NW. Byly porovnávány hodnoty při spontánní krokové frekvenci s hudbou a bez hudby. Výsledkem je rozdíl na hranici statistické významnosti. Rozdíl v RPE mezi těmito frekvencemi činil 0,9 bodů. Jak již bylo řečeno výše, hudba může mít motivační účinky pro výkon. Může to být dáno jejím rytmem, hlasitostí, atd. Podle Mayera (2000) může mít hudba vliv na excitabilitu motorických neuronů. V porovnání s vizuálními nebo taktilními stimuly vedou zvukové podněty ke znatelně rychlejší motorické odpovědi. Tímto zrychlením může být pohybová aktivita pro člověka jednodušší, a to se projeví i při hodnocení vnímaného úsilí. Podle Terry a Karageorghis (2006) má rytmická hudba také vliv na provádění aktivity. V důsledku synchronizace hudby a pohybu dochází k prodloužení pohybového výkonu. Použití motivační hudby vede u sportovců ke snížení svalového napětí a relaxaci, a tím ke zvýšení prokrvení tkání a snížení produkce laktátu v pracujících svalech. Nesporný je i vliv hudby na psychiku člověka. Hudba má na organismus mnoho pozitivních účinků, je to například zlepšení nálady, pomoc při kontrole emocí, snížení vnímání bolesti a únavy (Terry & Karageorghis, 2006). Všechny tyto účinky hudby na organismus se můžou projevit v hodnocení subjektivně vnímaného úsilí.

Vliv hudby na snížení vnímaného úsilí je v různých studiích hodnocen poněkud rozporuplně. Birnbaum, Huschle a Boone (2009) ve své studii vliv hudby na snížení

subjektivně vnímaného úsilí popírají. Oproti tomu Styns, Noordena, Moelantsa a Lemana (2007) uvádí, že hudba má mimo jiné také vliv na snížení subjektivně vnímaného úsilí. Toto tvrzení podporují svým výzkumem i Terry a Karageorghis (2006).

U všech probandů byly použity hole s délkou rovnající se 68 % výšky probanda. Podle Hansen a Smith (2009) je tato délka ideální pro chůzi po rovině. Vzhledem k tomu, že výzkum probíhal v laboratorních podmínkách a chůze byla prováděna na běžecím ergometru nejčastěji po rovině, nebylo třeba délku hole pro jednotlivá měření měnit. Otázkou je, jak s tímto parametrem pracovat při chůzi v terénu. Studie Hansen a Smith (2009) sledovala, jak se mění intenzita zatížení a subjektivně vnímaný komfort při změně délky holí na různých terénech. Z hlediska komfortu nebyl mezi různou délkou holí vnímán žádný rozdíl. Nárůst energetického výdeje se objevil pouze u chůze do kopce s použitím kratších holí.

V rámci použití různých krokových frekvencí lze také diskutovat, jakým způsobem změna krokové frekvence působí na pohybový aparát. Při spontánní krokové frekvenci nedochází k žádným větším výchylkám v rámci pohybového aparátu. Mozek si pro tělo najde optimální a energeticky nejméně náročnou krokovou frekvenci a tou se obvykle pohybuje. Při změně této krokové frekvence ale dochází ke změně podmínek a organismus je vychýlen z rovnováhy. To se projeví nejen na parametrech intenzity zatížení, ale i na muskuloskeletálním systému. Při zvýšení krokové frekvence při zachování rychlosti chůze musí zákonitě dojít ke zkrácení kroku. Tím je omezena doba opory na jedné dolní končetině a jsou tak sníženy nároky na rovnováhu. Dále také dojde ke zmenšení rotací trupu a pánve a sníží se tak požadavky na pohyblivost jednotlivých intervertebrálních skloubení. To může být výhodné u pacientů s problémy v oblasti meziobratlových plotének, po jejich operacích, případně po zlomeninách obratlů, u kterých je nadměrná rotace nežádoucí. Dále je to také výhodné pro pacienty s postižením kloubů DKK, protože při kratším kroku nedochází k tak výraznému zatížení kloubů DKK jako při dlouhém kroku a špatné technice NW.

Snížení krokové frekvence při zachování rychlosti chůze vede logicky k prodloužení kroku. Pokud není dodržena správná technika NW, dochází také k výraznému dopadu na patu a většímu zatížení kloubů DKK. Při prodloužení kroku dochází k prodloužení doby opěrné fáze krokového cyklu, a to klade větší nároky na stabilitu. Nutnost zapojení většího množství svalů pro zajištění rovnováhy vede k nárůstu intenzity zatížení. Také dochází ke zvýšení rotací trupu a pánve. Toto tvrzení podporuje také studie Huang et al. (2010). Je zcela individuální, zda se tato zvýšená rotace projeví jako pozitivní účinek, například u starých lidí nebo u pacientů trpících m. Bechtěrev pro zlepšení pohyblivosti trupu, nebo naopak negativně např. při špatně zvládnuté technice u hypermobilních jedinců.

## 6.2 Diskuze ke kazuistice

U pacientky došlo během několikanásobného provedení nordické chůze ke zlepšení stereotypu chůze a zapojování horních končetin. Pacientka má ve stoji šikmou pánev a během nordické chůze došlo ke zmírnění této odchylky. Jak vyplývá ze studie Kračmara, Vystrčilové, & Psotové (2006), je to pravděpodobně způsobené zvýšeným zapojením m. latissimus dorsi při použití holí pro chůzi. Ten svoji aktivitou pomáhá lepší stabilizaci páteře a pánve. Také došlo ke zmírnění předsunutí hlavy a lordotizace bederního úseku páteře pomocí napřimění trupu, zvýšení rotace trupu a patrně i stabilizace pánve. K úpravě postavení aker dolních končetin došlo pravděpodobně na základě zlepšení postavení pánve. To přispělo i k lepšímu nastavení trupu a tím i horních končetin. Vliv na zlepšení stavu pacientky může mít i pravidelnost prováděné aktivity. Měření probíhalo 2—3krát týdně po dobu přibližně pěti týdnů. Tím došlo ke zvýšení aktivace svalstva trupu a ke zlepšení celkové kondice pacientky. Vliv na zlepšení kineziologického nálezu může mít i rytmus hudby. Nutnost udržování hudbou stanovené frekvence kroku mohlo vést ke zlepšení koordinace svalů horní a dolní poloviny těla. Následně došlo ke zlepšení jejich vzájemné souhry a ovlivnění nastavení těla při chůzi. Podle Terry a Karageorghis (2006) vede rytmus hudby k synchronizaci pohybové aktivity s tímto rytmem. Také je možné vytvořit na základě poslechu hudby při dané aktivitě asociaci odpovídající požadovaným pohybovým vzorům. To může vést k optimalizaci pohybu.

Z dopadů NW na kineziologický nálezu pacientky lze usuzovat, že při pravidelné aplikaci této aktivity může dojít k výraznému zlepšení nastavení pohybového systému pro chůzi. Pro pozitivní účinky NW na muskuloskeletální systém je však bezpodmínečně nutné zvládnout správnou techniku nordické chůze.

## 6.3 Limity výzkumu

K limitům studie patří jistě počet probandů. V tak malém množství se na statistické významnosti projeví odchylka již u jedné osoby. Navíc byl soubor tvořen 5 ženami a 5 muži. Měřené parametry byly hodnoceny pro obě pohlaví dohromady. Testovaný soubor nebyl vytvořen náhodným výběrem, ale byl založen na dobrovolnosti. Další parametr, který mohl ovlivnit výsledky měření, byl problém některých probandů udržet danou krokovou frekvenci. Vnímané úsilí nelze objektivně změřit zcela přesně. Jeho hodnotu může ovlivnit aktuální psychické a fyzické nastavení člověka. I když byli probandi instruováni, že se každého měření mohou zúčastnit, pouze pokud jsou zdraví a cítí se subjektivně dobře, nelze vyloučit, že některá měření neprobíhala za dodržení těchto podmínek. Výsledky měření mohou být

ovlivněny i tím, že při maximálním zátěžovém testu nedošlo k dosažení maxima výkonu probanda. Jako problematické se často jeví i snímání tepové frekvence. Problém byl v kontaktu hrudního pásu, kdy z důvodu pohybu kůže po hrudníku při práci horních končetin docházelo k nepřesnosti v přenosu signálu do PC.

Vzhledem k tomu, že testování probíhalo v laboratorních podmínkách, lze pouze odhadovat, k jakým výsledkům by se došlo při provedení obdobného výzkumu v terénu. Můžeme pouze polemizovat, jak by se podmínky vnějšího prostředí a ostatních parametrů v daném výzkumu projeví. V současnosti existuje jen velmi málo studií hodnotících nordickou chůzi v terénních podmínkách, které by se daly porovnat se studii prováděnými v laboratořích.

## 7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem práce bylo zjistit, jak kroková frekvence při nordické chůzi ovlivňuje intenzitu metabolického zatížení (vyjádřenou % VO<sub>2</sub>max) a kardiovaskulárního zatížení (vyjádřenou % TFmax).

### **Kardiovaskulární zatížení (% TFmax):**

- vliv krokové frekvence – statisticky významné rozdíly hodnot, p=0,031
  - největší rozdíl v hodnotách % TFmax - mezi hodnotami frekvence o 10 kroků nižší a frekvence o 10 kroků vyšší - 2,54 % TFmax
- vliv rychlosti – statisticky významné rozdíly hodnot, p=0,026
  - největší rozdíl v hodnotách % TFmax - mezi hodnotami krokových frekvencí o 10 kroků/min nižší pro obě rychlosti - 9,48 % TFmax

### **Metabolické zatížení (% VO<sub>2</sub>max):**

- vliv krokové frekvence – statisticky nevýznamné rozdíly hodnot, p= 0,230
  - největší rozdíl v hodnotách % VO<sub>2</sub>max - při porovnání hodnot spontánní krokové frekvence při základní rychlosti a krokové frekvence o 10 kroků/min nižší pro rychlost o 0,6 km/h vyšší - 8,7 % VO<sub>2</sub>max
- vliv rychlosti – rozdíly hodnot na hranici statistické významnosti, p= 0,0599
  - největší rozdíl v hodnotách % VO<sub>2</sub>max - při porovnání hodnot krokových frekvencí o 10 kroků/min nižší pro obě rychlosti - 7,21 % VO<sub>2</sub>max

### **Subjektivně vnímané úsilí (RPE):**

- vliv krokové frekvence – statisticky nevýznamný rozdíl hodnot, p= 0,124
  - největší rozdíl v hodnotách RPE - při porovnání hodnot spontánní krokové frekvence při základní rychlosti a frekvence o 10 kroků/min nižší pro rychlost o 0,6 km/h vyšší – 2,7 bodu
- vliv rychlosti – statisticky významný rozdíl hodnot, p= 0,0112
  - největší rozdíl v hodnotách RPE - při porovnání hodnot krokových frekvencí o 10 kroků/min nižší pro obě rychlosti – 2 body
- vliv hudby při spontánní krokové frekvenci - rozdíl hodnot na hranici statistické významnosti, p=0,066
  - rozdíl mezi RPE při spontánní krokové frekvenci s hudbou a bez hudby - 0,9 bodů

Změna krokové frekvence při nordické chůzi statisticky významně zvyšuje kardiovaskulární zatížení organismu. Lze ji proto s výhodou využívat jako preventivní trénink pro zvýšení adaptace organismu na zátěž, a také pro ovlivnění negativních dopadů sedavého způsobu života jako je vysoký krevní tlak, ateroskleróza, atd. Zvýšení kardiovaskulárního zatížení při změně krokové frekvence nordické chůze můžeme také využít v rámci kardiorehabilitace při zvyšování kondice např. pacientů s chronickými problémy (ischemická choroba srdeční) případně pacientů po infarktu myokardu.

Možnost využití hudby pro řízení krokové frekvence při nordické chůzi přináší výhodu v podobě snížení vnímaného úsilí. To s sebou nese možnost zvýšení zátěže organismu při zachování pocitu psychického i fyzického komfortu.

Na základě kazuistiky probanda účastnícího se výzkumu lze říci, že při dodržení zásad správné techniky NW dochází ke zlepšení držení těla a celkového kineziologického nálezu.

## 8 SOUHRN

Nordic walking lze v současnosti zařadit mezi jednu z nejpobulárnějších pohybových aktivit. Jedná se o činnost, která se velmi podobá běhu na lyžích. Využívá speciálních holí, díky kterým dochází při chůzi k zapojení svalů horní poloviny těla. Spolu se správnou technikou tak přináší mnohé pozitivní dopady na organismus.

Hlavním cílem práce bylo zjistit, jak změna krokové frekvence při nordické chůzi ovlivňuje intenzitu zatížení vyjádřenou procenty maximální spotřeby kyslíku (% VO<sub>2</sub>max) a procenty maximální srdeční frekvence (% TFmax). Dílčími cíli bylo zjistit, jak tyto parametry ovlivňuje rychlost NW. Dále bylo zjišťováno, jak se mění subjektivně vnímané úsilí (pomocí Borgovy škály) při změně krokové frekvence při nordické chůzi a dále, jak se mění subjektivně vnímané úsilí při nordické chůzi s hudbou a bez hudby.

Testovací soubor tvořilo 10 probandů (5 mužů, 5 žen). Jednalo se o studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci ve věku  $21,80 \pm 2,32$  let (muži  $23 \pm 2,45$ , ženy  $20,6 \pm 1,36$ ) s BMI  $22,40 \pm 2,74$  kg/m<sup>2</sup> (muži  $23,81 \pm 3,16$ , ženy  $20,98 \pm 1,04$ ) a průměrnou VO<sub>2</sub>max  $50,22 \pm 7,80$  ml/kg·min (muži  $55,78 \pm 5,82$ , ženy  $44,66 \pm 5,11$ ). Všichni probandi podstoupili stupňovaný test do maxima a absolvovali 8 měření NW v délce 10 minut při kombinaci 2 rychlostí (muži - 7 a 7,6 km/h, ženy - 6,6 a 7,2 km/h) a čtyř frekvencí (spontánní frekvence s hudbou a bez hudby, frekvence o 10 kroků/min vyšší a o 10 kroků/min nižší). Všechny testy proběhly na běžeckém ergometru za standardizovaných laboratorních podmínek.

Z výsledků práce vyplývá, že při změně krokové frekvence nordické chůze dochází ke statisticky významným změnám v kardiovaskulárním zatížení organismu, největší rozdíl mezi frekvencemi činil 2,54 %. Statisticky významné byly i rozdíly mezi hodnotami kardiovaskulárního zatížení (9,48 %) a také subjektivně vnímaného úsilí (2 body) při obou rychlostech. Rozdíly hodnot metabolického zatížení při obou rychlostech (7,21 %) byly na hranici statistické významnosti. Při zjišťování vlivu hudby na vnímané úsilí byl zjištěn rozdíl blízký se statistické významnosti (0,9 bodu). Rozdíly mezi hodnotami metabolického zatížení ani subjektivně vnímaného úsilí při jednotlivých krokových frekvencích nebyly statisticky významné.

Z hlediska fyzioterapie došlo u vybraného probanda k výraznému zlepšení kineziologického nálezu při NW oproti původnímu stavu.



Změna krokové frekvence při nordické chůzi zvyšuje kardiovaskulární zatížení organismu a lze ji proto využívat jako preventivní trénink pro zvýšení adaptace organismus na zátěž.

## 9 SUMMARY

Nordic Walking is now considered as one of the most popular physical activities. It is an activity that is very similar to cross country skiing. This activity requires special poles that enables the engagement of the upper body muscles during walking. Along with the good technique it can bring many positive effects on the body.

The main objective of this thesis was to determine how the change of the step frequency during Nordic Walking is able to influence the exercise intensity expressed as the percentage of the maximal oxygen consumption (% VO<sub>2</sub>max) and the percentage of the maximum heart rate (% HRmax). The other sub-objectives were to determine how the speed of NW affects these parameters and then it was to determine the change of the rating of perceived exertion (using the Borg's scale) when the tested participants change the step frequency during Nordic Walking and also the change of the rating of perceived exertion of Nordic Walking with music and without music.

The tested group consisted of 10 participants (5 males, 5 females). They were the students of the Faculty of Physical Culture, Palacky University in Olomouc at the age of  $21.80 \pm 2.32$  (males  $23 \pm 2.45$ , females  $20.6 \pm 1.36$ ), BMI  $22.40 \pm 2.74$  kg/m<sup>2</sup> (males  $23.81 \pm 3.16$ , females  $20.98 \pm 1.04$ ), and with the average of VO<sub>2</sub>max  $50.22 \pm 7.80$  ml/kg·min (males  $55.78 \pm 5.82$ , females  $44.66 \pm 5.11$ ). All participants underwent a graded test to the maximum and they took part in eight measurements of NW each at the length of 10 minutes with the combination of two speeds (males - 7 and 7.6 km/h, females - 6.6 and 7.2 km/h) and four step frequencies (the spontaneous frequency with and without music, the frequency by 10 steps per minute higher than the spontaneous frequency, and by 10 steps/min lower).. All tests were carried out on the running ergometer under the standardized laboratory conditions.

The results of the thesis show that the changes of the step frequency of Nordic Walking lead to the statistically significant shifts of the cardiovascular burden of the organism, the most remarkable difference between the frequencies was 2.54 %. At both speeds there were also statistically significant differences between the cardiovascular load (9,48 %) and the rating of perceived exertion (2 points) too. The difference (7,21 %) of borderline statistical significance was between the metabolic burdens on both speeds. The difference of borderline statistical significance (0.9 point) was identified during the process of the detection how the music affects the rating of perceived exertion. Differences between the

values of the metabolic burden or rating of perceived exertion for each step frequency were not statistically significant.

Taken from the physiotherapy viewpoint, a significant improvements of the kinesiology findings in comparison with the initial state were detected at each particular participant.

The change of the step frequency of Nordic Walking increases the cardiovascular load of the organism, and thus it may be used as a preventive training to improve the organism adaptability to loading.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous<sup>1</sup> (2011). *Nordic walking - potřebujete speciální hole?* Retrieved 24. 1. 2011 from the World Wide Web: [http://www.chodec.com/images/Madlo\\_nw\\_big.jpg](http://www.chodec.com/images/Madlo_nw_big.jpg).
- Anonymous<sup>2</sup> (2011). *Nordic Walking gumová koncovka Leki Power Grip Pad*. Retrieved 24. 1. 2011 from the World Wide Web: <http://www.chodec.com/shop/?58,nordic-walking-gumov%E1-koncovka-leki-power-grip-pad>.
- Anonymous<sup>3</sup> (2011). *NW hole Leki Speed Pacer Vario*. Retrieved 24. 1. 2011 from the World Wide Web: <http://www.abcsport.cz/nw-hole-leki-speed-pacer-vario-cervena-ean6352640-skup591.php>.
- Anonymous<sup>4</sup> (2011). *Prawidlowa technika*. Retrieved 24. 1. 2011 from the World Wide Web: <http://www.sportnet.com.pl/nordic.html>.
- Astrand, P. – O., Rodahl, K., Dahl, H. A., & Stromme, S. B. (2003). *Textbook of work physiology: physiological bases of exercise* (4th ed.). Champaign IL: Human Kinetics.
- Bačáková, R. Tlašková, P., & Kračmar, B. (2008). Nordic walking jako postrehabilitační pohybový režim. *Studia Kinanthropologica*, 9 (1), 53-58.
- Birnbaum, L., Huschle, B., & Boone, T. (2009). Cardiovascular responses to music tempo during steady-state exercise. *Journal of Exercise Physiology*, 12 (1), 50-56.
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 16(suppl 1), 55-58.
- Breyer, M. K., Breyer-Kohansal, R., Funk, G. Ch., Dornhofer, N., Spruit, M. A., Wouters, E., Burghuber, O. C., & Hartl, S. (2010). Nordic walking improves daily physical activities in COPD: a randomized controlled trial. *Respiratory Research*, 11 (1), 1 – 9.
- Bronstein, M. A., Brandt, T., Woollacott, H. M., & Nutt, G. J. (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Edward Arnold.

- Crowson, G. (2010). *Gait cycle*. Retrieved 13. 1. 2011 from the World Wide Web: <http://me.queensu.ca/people/deluzio/GaitAnalysis.php>.
- ČANW (2011). *Česká asociace Nordic Walking*. Retrieved 19. 1. 2011 from the World Wide Web:[http://www.czech-nordicwalking.com/index.php?option=com\\_content&view=article&id=65&Itemid=28](http://www.czech-nordicwalking.com/index.php?option=com_content&view=article&id=65&Itemid=28).
- Downer, D. (2006). *Nordic walking step by step*. [S.l.]: Nordic Walking Publications.
- Edworthy, J., & Waring, H. (2006). The effects of music tempo and loudness level on treadmill exercise. *Ergonomics*, 49 (15), 1597 – 1610.
- Ellis, R. J., & Thayer, J. F. (2010). Music and autonomic nervous system (dys)function. *Music Perception*, 27 (4), 317–326.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign IL: Human Kinetics.
- 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.
- Foissac, M. J., Berthollet, R., Seux, J., Belli, A., & Millet, G. Y. (2008). Effects of hiking pole inertia on energy and muscular costs during uphill walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40 (6), 1117–1125.
- 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*, 20 (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*, 23 (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*, *18* (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* (30), 1-9.
- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wud, W., Lin, X., Huc, H., Huang, C., Shi, L., & van Diee, J. H. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait & Posture*, *31* (4), 444 – 449.
- Church, T. S., Earnest, C. P., & Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological response associated with nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *73* (3), 296-300.
- International Nordic Walking Federation. (2010). *The “roots” of nordic walking*. Retrieved 18. 1. 2011 from the World Wide Web: [http://inwa-nordicwalking.com/index.php?option=com\\_content&view=article&id=57&Itemid=114](http://inwa-nordicwalking.com/index.php?option=com_content&view=article&id=57&Itemid=114).
- Jauchová, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Plot.
- Jürimäe, T., Meema, K., Karelson, K., Purge, P., & Jürimäe, J. (2009). Intensity of nordic walking in young females with different peak O<sub>2</sub> consumption. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *29* (5), 330-334.
- Karageorghis, C. I., Mouzourides, D. A., Priest, D-L., Sasso, T. A., Morrish, D. J., & Walley, C. L. (2009). Psychophysical and ergogenic effect of synchronous music during treadmill walking. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, *31*, 18-36.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis*. London: Elsevier.
- Kocur, 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* (11), 995 – 1004.

- Knobloch, K. (2009). No difference in the hemodynamic response to nordic pole walking vs. conventional brisk walking – a randomized exercise field test using the ultrasonic cardiac output monitor (USCOM). *International Journal of Cardiology*, 132 (1), 133-135.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2006). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14 (3), 101 – 106.
- 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*, 17 (4), 316–323.
- Máček, M., & Máčková, J. (1995). *Fyziologie tělesných cvičení*. Praha: Sdružení pro rozvoj zdravotní tělesné výchovy.
- Máček, M., Radvanský, J. et al. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Mayer, M. (2000). Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7 (2), 66-73.
- Nottingham, S., & Jurasin, A. (2010). *Nordic walking for total fitness*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Oakley, C., Zwiarska, I., Tew, G., Beard, J. D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 36 (6), 689 – 694.
- Pažický, M. (2011). *Zátěžová diagnostika ve vytrvalostním sportu - Anaerobní práh*. Retrieved 5. 4. 2011 from the World Wide Web: <http://www.pazicky.cz/anaerobni.html>.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated.
- Piech, K., & Raczynska, B. (2010). Nordic walking – versatile physical activity. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 17 (2), 69–78.

- Sedliak, M., & Pavelka, B. (2003). Nordic walking – kondičná chodza. *Telesná výchova a šport, 13 (2)*, 12-15.
- 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, 41 (3)*, 663-668.
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., & Strüder, H. K. (2006). Physiological response to nordic walking, walking and jogging. *European Journal of Applied Physiology, 98 (1)*, 56-61.
- Schmidt, M., Winski, N., & Helmkamp, A. (2010). *Nordic fitness*. Český Těšín: Vašut.
- 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 Slovaca, 14 (4)*, 158-165.
- Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., & Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics, 24 (4)*, 351-359.
- Styns, F., Noordena, L., Moelantsa, D., & Lemana, M. (2007). Walking on music. *Human Movement Science, 26 (5)*, 769-785.
- Svensson, M. (2007). Basic nordic walking for older adults. *Functional U, 5 (1)*, 1-6.
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada Publishing.
- Terry, P. C., & Karageorghis, C. I. (2006). Psychophysical effects of music in sport and exercise: an update on theory, research and application. In M. Katsikitis (Ed.), *Psychology bridging the Tasman: Science, culture and practice – Proceedings of the 2006 Joint Conference of the Australian Psychological Society and the New Zealand Psychological Society* (415-419). Melbourne, VIC: Australian Psychological Society.
- van Eijkeren, F. J., Reijmers, R. S., Kleinveld, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P., & Bloem, B. R. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders, 23 (15)*, 2239-2243.



- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia*, 35 (2), 78-83.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Vokurka, M., Hugo, J. et al.. (2009). *Velký lékařský slovník*. Praha: Maxdorf.
- Wilk, M., Kocur, P., Róžańska, A., Przywarska, I., Dylewicz, P., Owczarski, T., Deskur-Śmielecka, E., Borowicz-Bieńkowska, S. (2005). Assessment of the selected physiological effects of nordic walking performed as a part of a physical exercise program during the second phase of rehabilitation after a myocardial infarction. *Medical Rehabilitation*, 9 (2), 20-25.

# 11 PŘÍLOHY

## Příloha 1

Schválení projektu etickou komisí FTK UP v Olomouci.



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

Prohlášení probandů.

Jméno a příjmení: .....

### Prohlášení

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

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

V Olomouci dne:

Podpis:

## Příloha 3

### Dotazník

#### 1) Úrazy na DKK

Ano Ne

##### a) Typ úrazu

Zlomenina Distorze Luxace

##### b) Lokalizace úrazu

Kyčel Stehno Kolenobérec Kotník Noha

#### 2) Operace na DKK - jaké.....

#### 3) Funkční problémy DKK (bolestivé stavy)

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

b) Lokalizace .....

#### 4) Úrazy na HKK

Ano Ne

##### a) Typ úrazu

Zlomenina Distorze Luxace

##### b) Lokalizace úrazu

Rameno Paže Loket Předloktí Zápěstí Ruka

#### 5) Operace na HKK – jaké.....

#### 6) Funkční problémy HKK (bolestivé stavy)

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

b) Lokalizace .....

#### 7) Úrazy trupu

Ano Ne

a) Lokalizace.....

#### 8) Operace trupu

Ano Ne

a) Lokalizace.....

#### 9) Funkční problémy v oblasti trupu (bolestivé stavy)

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

b) Lokalizace .....

