

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VZTAH MEZI SUBJEKTIVNĚ VNÍMANÝM ÚSILÍM A
ENERGETICKÝM VÝDEJEM PŘI SEVERSKÉ A BĚŽNÉ CHŮZI
(Diplomová práce)

Autor: Kristina Čablová, učitelství pro střední školy,
tělesná výchova – biologie

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

Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Kristina Čablová

Název diplomové práce: Vztah mezi subjektivně vnímaným úsilím a energetickým výdejem při severské a běžné chůzi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt:

Cílem výzkumu bylo srovnat subjektivně vnímané úsilí (Borgova škála) a energetický výdej při severské chůzi a běžné chůzi. Výzkumný soubor tvořilo 20 zdravých dobrovolníků (10 mužů a 10 žen) průměrného věku $25,6 \pm 1,9$ let, BMI $22,5 \pm 1,9$ $\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$, $\text{VO}_{2\text{max}}$ $55,38 \pm 7,3$ $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u mužů a $46,1 \pm 4,66$ $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u žen. Oba typy chůze byly realizovány na běžeckém páse při rychlostech 6,0; 6,6; 7,2 a 7,8 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ a sklonech 0; 5 a 7,5 %. Celkem každý proband podstoupil 24 měření (12 s holemi a 12 bez holí) v délce trvání 15 min., z toho 5 min. bylo rozcvičení. Výsledky ukazují, že subjektivně vnímané úsilí (RPE) bylo u severské chůze statisticky významně vyšší v porovnání s běžnou chůzí, stejně jako energetický výdej. Hodnota ukazatele vypovídající o subjektivně vnímaném úsilí vztáženému k energetickému výdeji ($\% \text{VO}_{2\text{max}} / \text{RPE}$) byla u mužů statisticky významně vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí, u žen byla hodnota tohoto ukazatele vyšší při běžné chůzi, rozdíl však neměl statistickou významnost.

Klíčová slova:

pohybová aktivita, subjektivně vnímané úsilí, Borgova stupnice, spotřeba kyslíku, obezita

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

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Kristina Čablová

Title of the doctoral thesis: Subjectively perceived effort during Nordic walking compared to normal walking

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: RNDr. Aleš Jakubec, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract:

The research was conducted to compare RPE (Borg scale) and exertion of energy between Nordic and normal walking. The research group consisted of 20 healthy volunteers (10 men and 10 women) of average age $25,6 \pm 1,9$ years, BMI $22,5 \pm 1,9 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$, $\text{VO}_{2\text{max}}$ $55,38 \pm 7,3 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ at men and $46,1 \pm 4,66 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ at women. Both types of walking were accomplished by walking on a treadmill at speeds 6,0; 6,6; 7,2 and 7,8 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ and slopes 0; 5 and 7,5 %. In total each proband underwent 24 measurements (12 with sticks and 12 without sticks) in duration of 15 min., of which 5 min. of warm up. The results have shown that the subjective rating of perceived effort (RPE) was statistically greater during Nordic walking in comparison to normal walking. The same applies to energy output. The value of the index describing RPE in relation to energy output ($\% \text{VO}_{2\text{max}}/\text{RPE}$) was statistically greater in men during Nordic walking in comparison to normal walking, while the value index for women was higher during normal walking. The difference was not statistically significant.

Key words:

physical activity, rating of perceived effort, Borg scale, oxygen consumption, obesity

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 Behavioral Changes".

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

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

V Olomouci dne 7. 6. 2012

.....

Děkuji RNDr. Aleši Jakubcovi, Ph.D. za vedení, pomoc, cenné rady a za čas, který mi věnoval při zpracování diplomové práce. Také děkuji všem, kteří se podíleli na výzkumu jako probandi.

OBSAH

Seznam použitých zkratk	9
1 ÚVOD	10
2 PŘEHLED POZNATKŮ	12
2.1 Fyziologie zátěže	12
2.1.1 Maximální spotřeba kyslíku	12
2.1.2 RPE.....	14
2.1.3 Energetický výdej	15
2.1.4 Měření energetického výdeje	19
2.2 Nadváha a obezita.....	23
2.2.1 Zdravotní rizika obezity	25
2.3 Pohybová aktivita a zdraví	26
2.4 Pohybová aktivita a tělesná hmotnost	27
2.5 Běžecké ergometry.....	30
2.6 Běžná chůze	31
2.6.1 Definice a popis chůze	31
2.6.2 Fylogeneze chůze	32
2.6.3 Ontogeneze chůze	37
2.6.4 Charakteristiky chůze	40
2.6.5 Krokový cyklus	42
2.6.5.1 Zapojení svalstva během krokového cyklu	46
2.6.5.2 Pohyb trupu, ramenního pletence a horních končetin během krokového cyklu.....	50
2.6.6 Typy chůze.....	51
2.6.7 Fyziologie chůze	52
2.6.8 Zdravotní rizika chůze	54
2.7 Severská chůze	56
2.7.1 Historie severské chůze	56
2.7.2 Technika severské chůze.....	59
2.7.2.1 Technika severské chůze do kopce.....	61
2.7.2.2 Technika severské chůze z kopce.....	62
2.7.3 Nejčastější chyby při severské chůzi.....	62
2.7.4 Hole pro severskou chůzi.....	63

2.7.5	Pozitivní vliv severské chůze na lidské tělo.....	66
2.7.6	Rizika severské chůze	68
2.7.7	Svalová aktivita při severské chůzi.....	68
2.7.8	Vybrané výzkumy severské chůze	70
2.7.9	RPE, energetický výdej a provedené výzkumy	73
2.7.10	Vybrané výzkumy severské chůze u pacientů se zdravotními komplikacemi	75
3	CÍLE A HYPOTÉZY	80
4	METODIKA	81
4.1	Charakteristika souboru.....	81
4.2	Metodika sběru dat	82
4.2.1	Stupňovaný test do maxima	82
4.2.2	Testování severské chůze	83
4.2.2.1	Nácvik techniky severské chůze.....	83
4.2.3	Testování běžné chůze	84
4.2.4	RPE, %VO _{2max} a %VO _{2max} /RPE	85
4.2.5	Statistické zpracování dat	85
5	VÝSLEDKY	86
5.1	Vnímané úsilí a energetický výdej při běžné chůzi a nordické chůzi, bez ohledu na rychlost a sklon	86
5.2	Vliv rychlosti na vnímané úsilí a energetický výdej při běžné chůzi a nordické chůzi (bez ohledu na sklon)	87
5.3	Vliv sklonu na vnímané úsilí a energetický výdej při běžné chůzi a nordické chůzi (bez ohledu na rychlost)	90
6	DISKUSE	93
6.1	Srovnání subjektivně vnímaného úsilí při nordické chůzi a běžné chůzi s ohledem na energetický výdej	93
6.2	Srovnání subjektivně vnímaného úsilí mezi muži a ženami.....	94
6.3	Srovnání energetického výdeje při nordické a běžné chůzi	95
6.4	Vliv rychlosti a sklonu na subjektivně vnímané úsilí vyjádřené Borgovou škálou	96
6.5	Vliv rychlosti a sklonu na energetický výdej vyjádřený v %VO _{2max}	97
6.6	Vliv rychlosti a sklonu na subjektivně vnímané úsilí s ohledem na energetický výdej (%VO _{2max} /RPE)	98

6.7	Limity studie.....	99
7	ZÁVĚRY	100
8	SOUHRN	102
9	SUMMARY	104
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	106
11	SEZNAM PŘÍLOH	113

Seznam použitých zkratk

$\%VO_{2max}$	procento maximální spotřeby kyslíku
$\%VO_{2max}/RPE$	subjektivně vnímané úsilí vztažené k energetickému výdeji
ATP	adenosintrifosfát
a-v	arteriovenózní diference
BM	bazální metabolismus
BMI	Body Mass Index
CH	běžná chůze
CHOPN	chronická obstrukční plicní nemoc
CP	kreatinfosfát
ČANW	Česká asociace Nordic Walking
EPOC	zvýšená spotřeba kyslíku po zátěži (Excess Postexercise Oxygen Consumption)
FEV ₁	jednovteřinová vitální kapacita
HDL	lipoproteiny o vysoké hustotě (High Density Lipoprotein)
INWA	International Nordic Walking Association
LDL	lipoproteiny o nízké hustotě (Low Density Lipoprotein)
M	aritmetický průměr
MET	jednotka klidového metabolismu
MTR	maximální tepová rezerva
NW	severská chůze (Nordic Walking)
Q _s	systolický (tepový) objem
RER	poměr respirační výměny (Respiratory Exchange Ratio)
RPE	subjektivně vnímané úsilí (Rating of Perceived Effort)
RQ	respirační kvocient
SD	směrodatná odchylka
SDÚ	specificko-dynamický účinek potravy
SF	srdeční frekvence
TF _{max}	maximální srdeční frekvence
VCO ₂	množství oxidu uhličitého
VO ₂	množství kyslíku
VO _{2max}	maximální spotřeba kyslíku
WHO	Světová zdravotnická organizace (World Health Organisation)

1 ÚVOD

V posledních letech přibývá počet lidí obézních či s nadváhou. Jedna z hlavních příčin nepřiměřené hmotnosti bývá hypokineze (nedostatek pohybu). Často tyto jedince odrazuje od pohybové aktivity bolesti v nosných kloubech či dechová nedostatečnost zapříčiněná nedostatečnou fyzickou kondicí. Právě pro obézní či málo sportující jedince je vhodná pohybová aktivita severská chůze.

Severská chůze (anglicky nordic walking, používá se také výraz nordická chůze) je relativně mladá pohybová aktivita. Poprvé byla chůze s holemi použita ve 30. letech 20. století u finských běžců na lyžích v jejich letní přípravě. Více se však začala rozvíjet až v 80. letech 20. století ve Finsku a postupně se šířila do mnoha států po celém světě, včetně České republiky (Škopek, 2010).

Většího rozvoje dosáhla nordická chůze až v posledních letech a velkou oblibu si získala i mezi staršími lidmi. Přibývá literatury, která rozšiřuje informovanost lidí o této pohybové aktivitě. Také existuje mnoho obchodů („kamenných“ i internetových), kde lze zakoupit hole a jiné vybavení pro severskou chůzi. Zájem vzrůstá i mezi odborníky. Zabývají se výzkumem účinků nordické chůze na lidský organismus, testují nové materiály, zkoumají vliv vnějších podmínek na výkon při chůzi apod.

Severská chůze se uplatňuje i v rehabilitaci a léčbě zdravotních komplikací. Pomáhá zlepšit funkce ramenního kloubu, které mohou být oslabeny po prodělané rakovině prsu (Sprod, Drum, Bentz, Carter, & Schneider, 2005). Také má chůze s holemi pozitivní účinek při rehabilitaci po akutním srdečním selhání - zlepšuje fyzickou výkonnost a koordinaci (Kocur, Deskur-Smielecka, Wilk, & Dylewicz, 2009). Suija, Pechter, Kalda, Tähepõld, J. Maaros a H.-I. Maaros (2009) zjistili prospěšnost severské chůze u pacientů trpících depresemi, u nichž pravidelná chůze s holemi zlepšila náladu. Nordická chůze rovněž zlepšuje pohyblivost u pacientů trpících Parkinsonovou chorobou (van Eijkeren, Reijmers, Kleinveld, Minten, Bruggen, & Bloem, 2008). U pacientů s intermitentní klaudikací (křečovitá bolest v dolních končetinách, která se objevuje při chůzi a v klidu ustupuje) byla zaznamenána delší ušlá vzdálenost a menší bolest nohou při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí. Proto se severská chůze doporučuje pro tyto pacienty ke zlepšení kardiovaskulární zdatnosti (Oakley, Zwierska, Tew, Beard, & Saxton, 2008). V neposlední řadě

nordická chůze pomáhá v léčbě nadváhy a obezity, neboť lidé s vyšší hmotností obvykle nezvládnou náročnější pohybové aktivity a je jim proto doporučována chůze. Při použití holí se zapojuje více svalů, tudíž vzrůstá i celkový energetický výdej.

Má práce je součástí výzkumu zabývající se vlivem nordické chůze na lidský organismus. Zaměřuji se na subjektivně vnímané úsilí (RPE), které vyhodnocuji ve vztahu k energetickému výdeji. Dále se zabývám rozdílem v RPE mezi muži a ženami při nordické i běžné chůzi, zkoumám vliv rychlosti a sklonu pásu na hodnotu RPE a energetický výdej. Práce tak navazuje na již provedené studie a měla by sloužit jako poklad k dalším výzkumům.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Fyziologie zátěže

2.1.1 Maximální spotřeba kyslíku

Maximální spotřeba kyslíku je označována mezinárodně uznávanou zkratkou VO_{2max} a nazývá se též jako maximální aerobní kapacita. Je nejcennějším ukazatelem při posuzování aerobní kardiorespirační zdatnosti. Představuje nejvyšší množství kyslíku, které je organismus schopný při intenzivním tělesném zatížení přijmout za jednu minutu a používá se jako ukazatel kapacity tzv. transportního systému, který zabezpečuje přenos potřebné energie do celého těla. VO_{2max} tedy vyjadřuje maximální aerobní schopnosti organismu (Hamar & Lipková, 2001; Stejskal, 2004; Vilikus, Brandejský, & Novotný, 2004). Podle Vilikuse et al. (2004) hodnota VO_{2max} velmi těsně koreluje s maximálním minutovým srdečním výdejem (Q_{max}) a uvádí, že různá úroveň trénovanosti a adaptace na fyzickou zátěž je velmi dobře vyjádřena právě maximální spotřebou kyslíku.

Maximální spotřeba kyslíku se uvádí v absolutních hodnotách ($l \cdot min^{-1}$) a nebo přepočítaná na kilogram tělesné hmotnosti ($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$), nazývaná také jako relativní spotřeba kyslíku ($VO_{2max} \cdot kg^{-1}$). Mezi různými osobami jsou porovnatelné jen hodnoty VO_{2max} vztažené k tělesné hmotnosti. U těch nejlepších vytrvalců se hodnoty $VO_{2max} \cdot kg^{-1}$ pohybují u mužů kolem 80 až 100 $ml \cdot min^{-1}$, u žen srovnatelného věku a trénovanosti jsou pak hodnoty asi o čtvrtinu nižší než u mužů, tzn. asi 60 až 80 $ml \cdot min^{-1}$. S věkem hodnoty VO_{2max} vztažené k tělesné hmotnosti výrazně klesají u mužů i u žen, a to již od věku 12 let. Tento pokles lze vyjádřit následujícími rovnicemi:

$$VO_{2max} \cdot kg^{-1}_{muži} = - 0,691 \text{ věk} + 51,2 \text{ [ml} \cdot \text{min}^{-1}\text{]}$$

$$VO_{2max} \cdot kg^{-1}_{ženy} = - 0,556 \text{ věk} + 40,7 \text{ [ml} \cdot \text{min}^{-1}\text{]}$$

(Vilikus et al., 2004; Hamar & Lipková, 2001).

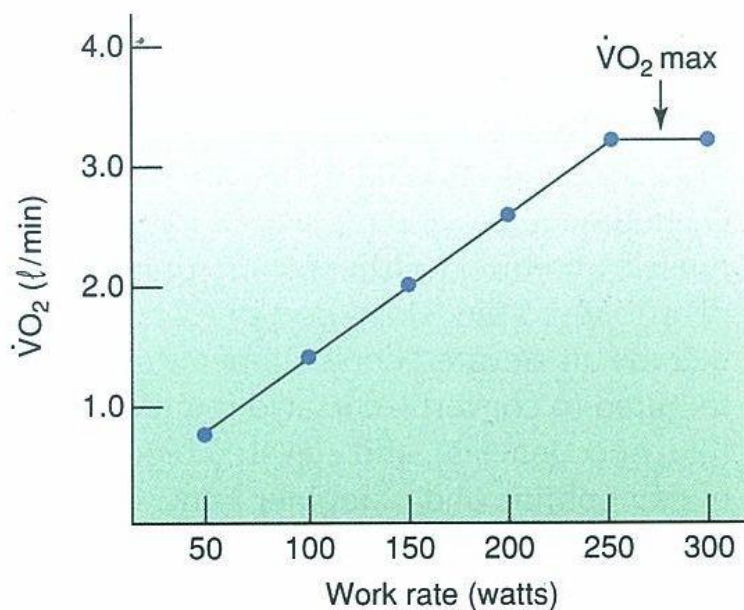
Placheta et al. (2001) uvádí výpočet maximální spotřeby kyslíku z minutového srdečního výdeje a arteriovenózního rozdílu podle Fickovy rovnice:

$$VO_{2max} = (SF \cdot Q_S)_{max} \cdot (a - \bar{v})O_{2max} \cdot 10^{-2},$$

kde součin $(SF \cdot Q_S)$ vyjadřuje maximální minutový objem srdeční ($l \cdot \text{min}^{-1}$) a $(a - \bar{v})O_{2max}$ je maximální rozdíl mezi obsahem kyslíku v arteriální krvi a v krvi, která se vrací do srdce, nebo-li smíšená venózní krev (ml O_2 na 100ml krve) (Hamar & Lipková, 2001).

Množství energie, která bude k dispozici pro svalovou práci, je určováno množstvím kyslíku, který je jedinec schopen využít. Z toho tedy vyplývá, že vyšší maximální spotřeba kyslíku vytváří předpoklady pro vyšší intenzitu vytrvalostního zatížení a tím i lepší vytrvalostní výkon. Na druhé straně však chorobně nízká hodnota maximální spotřeby kyslíku může být příčinou nedostatku energie s provázejícími nepříjemnými pocity nedostatku vzduchu i při relativně nenáročných aktivitách běžného života (Hamar & Lipková, 2001).

Maximální spotřeba kyslíku se určuje při stupňovaném testu do maxima, nejčastěji na běžeckém páse či bicyklovém ergometru. V případě běžeckého pásu lze využít jak běhu, tak i chůze. Obrázek 1 ilustruje změny ve spotřebě kyslíku během typického stupňovaného testu do maxima na bicyklovém ergometru. Spotřeba kyslíku zpočátku stoupá lineárně v přímé závislosti na vzrůstající intenzitě zatížení, až do doby, kdy dosáhne hodnoty VO_{2max} . V této chvíli zvýšení výkonu již nevede ke zvýšení spotřeby kyslíku. Na obrázku 1 je toto patrné jako plató. VO_{2max} tedy představuje fyziologický strop pro schopnost transportního systému dodávat kyslík pracujícím svalům. Energie při dalším zvyšování intenzity zatížení je dodávána glykolýzou, avšak za tvorby kyseliny mléčné, což způsobuje únavu jedince a neschopnost pokračovat v pohybové činnosti. Fyziologické faktory ovlivňující hodnotu VO_{2max} jsou následující : 1. maximální schopnost kardiopulmonálního systému dodávat kyslík kontrahujícím se svalům a 2. schopnost svalů přijmout kyslík a produkovat ATP aerobně. Oba faktory jsou dány geneticky, ale lze je ovlivnit systematickým tréninkem (Powers & Howley, 1997; McArdle, Katch, & Katch, 1991).



Obrázek 1. Změny ve spotřebě kyslíku ($\dot{V}O_2$) během stupňovaného testu do maxima. Pozorované plato ve spotřebě kyslíku představuje $\dot{V}O_{2max}$ (Powers & Howley, 1997).

2.1.2 RPE

RPE (rating of perceived effort) je metoda hodnotící subjektivně vnímané úsilí (intenzitu zatížení) při konání pohybu. Základem je tedy pocit, kterým jedinec hodnotí vlastní vynaložené úsilí při prováděné pohybové aktivitě. Tato metodika je založena na škále bodů od 6 do 20 (Tabulka 1), tzv. Borgova stupnice. Jejím autorem je švédský fyziolog Gunnar Borg a publikoval ji na počátku 50. let. Jedinec si sám zvolí počet bodů na stupnici podle toho, jak vnímal danou pohybovou aktivitu. Obecně platí, že 12 až 13 bodů na Borgově stupnici odpovídá intenzitě zatížení 65 % až 80 % TF_{max} , což je 40 až 65 % MTR (Stejskal, 2004).

Tabulka 1. Borgova stupnice pro hodnocení vynaloženého úsilí (Borg, 1970, 92-98).

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

2.1.3 Energetický výdej

Množství energie vydané organismem během dne je možno vyjádřit třemi komponentami:

- a) bazální metabolismus,
- b) specificko-dynamický účinek potravy,
- c) termický efekt aktivity (Wilmore, Costill, & Kenney, 2008).

Bazální metabolismus (BM)

Podle Viličuse et al. (2004) je možno bazální metabolismus (dále jen BM) definovat jako minimální produkci energie, která zabezpečuje udržení homeostázy (udržení růstu a obnovy buněk v organismu, zabezpečení klidové činnosti všech orgánů atd.). BM se měří v klidu vleže na zádech, bezprostředně

po nejméně osmi hodinovém spánku v nemocnici nebo laboratoři a po nejméně 12 hodinách půstu (Wilmore et al., 2008). BM odráží produkci tělesného tepla a je tudíž stanovován nepřímou na základě spotřeby kyslíku. BM se podílí na celkovém energetickém výdeji jedince přibližně 60 až 75 % (McArdle et al., 1991). Někteří fyziologové používají místo bazálního metabolismu pojem *resting metabolit rate* (RMR), protože mnoho výzkumů sice probíhá za stejných podmínek, které jsou nutné u měření BM, ale není požadováno, aby sledovaný jedinec přespával v nemocnici nebo laboratoři (Wilmore et al., 2008).

Hodnota bazálního metabolismu závisí na mnoha faktorech.

- Aktivní tělesná hmota – čím více tukuprosté hmoty v těle, tím vyšší hodnota BM, protože svaly mají vyšší metabolickou aktivitu (Wilmore et al., 2008).
- Plocha tělesného povrchu – závislost hodnoty bazálního metabolismu na ploše tělesného povrchu je známa již od 19. století na základě řady experimentů (McArdle et al., 1991). Čím vyšší hodnoty dosahuje plocha povrchu těla, tím vyšší je ztráta tepla, která zvyšuje BM, protože je k udržení stálé tělesné teploty zapotřebí větší množství energie. Proto se často BM uvádí v kilokaloriích na metr čtvereční tělesného povrchu za hodinu ($\text{kcal}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{h}^{-1}$) nebo, pokud je uvažován celkový denní energetický výdej, se uvádí v jednotce kcal/den (Wilmore et al., 2008).
- Pohlaví – ženy mají zhruba o 5 až 10 % nižší BM než muži, kteří mívají ve srovnání s ženou podobné velikosti nižší množství tuku, jenž je méně metabolicky aktivní. Rozdíly v BM mezi mužem a ženou se v podstatě vyrovnají, pokud se jeho hodnota převede na tukuprostou (aktivní) hmotu těla (McArdle et al., 1991).
- Věk – hodnota BM postupně klesá s přibývajícím věkem, především kvůli poklesu aktivní tělesné hmoty (Wilmore et al., 2008). Nejvyšších hodnot BM se dosahuje v prvních letech života, v dalších letech je zpočátku výrazný pokles hodnoty a po období ustálení ve středním věku se BM opět snižuje (Hamar & Lipková, 2001).
- Psychický stres – stres podněcuje aktivitu sympatiku, který zvyšuje BM (Wilmore et al., 2008).

- Hormony – BM ovlivňují především hormony štítné žlázy – tyroxin a trijódtyronin. Jejich snížená hladina se při špatné funkci štítné žlázy (hypothyreóza) projevuje poklesem BM, což při nezměněném energetickém příjmu vede k nárůstu hmotnosti. Naopak při hyperfunkci štítné žlázy (hyperthyreóza) dochází ke zrychlení BM a následnému hubnutí (Hamar & Lipková, 2001). Wilmore et al. (2008) uvádí, že BM zvyšuje i adrenalin (epinefrin) vylučovaný dřením nadledvin.
- Klima – výdej energie v klidu i při tělesné zátěži se zvyšuje v horkém i chladném prostředí. V tropickém podnebí bývá energetický výdej vyšší o 5 až 20 % ve srovnání s mírným klimatem. Tento rozdíl je zapříčiněn zvýšením tělesné teploty, které vede k intenzivnějšímu metabolismu, a také zvýšenou činností potních žláz, jejichž aktivita je spojena s vyšším energetickým výdejem (McArdle et al., 1991). Ještě větší vliv na energetickou spotřebu má chladné prostředí. Záleží na obsahu tuku v těle a množství a typu oblečení. Působením chladu se pak může výdej energie zvýšit až trojnásobně. Kromě samotných zvýšených ztrát tepla (tzn. ztrát energie) se také můžou výrazně uplatňovat energetické zásoby svalů, které se podílejí na udržení teploty třesem (Hamar & Lipková, 2001).
- Dlouhotrvající dieta – v roce 1919 Benedict et al. uvedli, že dlouhotrvající dieta (redukce z 3100 kcal na 1950 kcal) je spojena s poklesem BM vyjádřeném na kilogram tělesné hmotnosti o 20 %. Tento závěr byl potvrzen i studií s názvem Minnesota Starvation Experiment v roce 1944 (Powers & Howley, 1997).
- Dědičnost – ovlivňuje, zdá má jedinec vyšší nebo nižší BM, než je průměr. Odchylna hodnot normálního BM může být přibližně až 21 % od průměru (Powers & Howley, 1997).

Specificko-dynamický účinek potravy (SDÚ)

Jako specificko-dynamický účinek Wilmore et al. (2008) popisují zvýšení metabolické úrovně, které je výsledkem trávení, absorpce, transportu, metabolismu a ukládání přijaté potravy. SDÚ činí přibližně 10 % z celkového denního energetického výdeje. Po velmi vydatném jídle se lidé začínají cítit

přehřátí a ospalí a začnou se jim tvořit kapky potu na čele. Tyto změny signalizují, že metabolická úroveň se značně zvýšila. Hamar a Lipková (2001) uvádí, že se maxima SDÚ dosahuje asi hodinu po jídle. Závisí také na typu přijaté potravy – poměrně vysoký SDÚ mají proteiny, což je podmíněné energetickými nároky na jejich trávení (štěpení na aminokyseliny), ale také vstřebávání a jejich komplikovaným metabolickým zpracováním. Méně energie k trávení potřebují lipidy a nejméně sacharidy. Největší podíl na SDÚ z celého zažívacího traktu mají játra (Vilikus et al., 2004). SDÚ může vykazovat individuální rozdíly, které mohou hrát důležitou roli při celkové energetické bilanci. Právě rozdílnou účinností využívání přijaté potravy lze do určité míry vysvětlit rozdíly v tělesné hmotnosti u jedinců s přibližně stejným příjmem energie a stejnou úrovní pohybové aktivity (Hamar & Lipková, 2001).

Termický efekt aktivity

Do této části energetického výdeje spadají základní činnosti denního života (chůze, stání, sezení, ale i jezení, umývání apod.), různé formy tělesné práce a samozřejmě i sportovní aktivity výkonnostního nebo rekreačního charakteru (Hamar & Lipková, 2001). Powers a Howley (1997) uvádí, že tato část energetického výdeje je nejvariabilnější ze všech tří složek podílejících se na výdeji energie. Zaujímá 5 až 40 % denní spotřeby energie. Záleží na zaměstnání jedince a jeho dalších činnostech ve volném čase. Podle Hamara a Lipkové (2001) závisí výdej energie při pohybových aktivitách především na intenzitě a trvání zátěže. Objektivním kritériem pro intenzitu tělesného zatížení je energetický výdej za určitý čas, většinou se uvádí za minutu, případně hodinu. Jelikož se výdej energie určuje na základě spotřeby kyslíku metodou nepřímé kalorimetrie ($1 \text{ l O}_2 = 20 \text{ kJ}$, resp. 5 kcal), vyjadřuje se intenzita zatížení i úrovní spotřeby kyslíku v $\text{l}\cdot\text{min}^{-1}$ nebo v $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$. V praxi se užívá bezrozměrná jednotka MET (metabolický ekvivalent). Ten udává, kolikanásobně je výdej energie vyšší v porovnání s jeho hodnotami v klidu za bazálních podmínek. Průměrný klidový energetický výdej dosahuje u mužů 250 ml O_2 , resp. 5 kJ nebo $1,25 \text{ kcal}$ za minutu, u žen pak 200 ml O_2 , 4 kJ nebo 1 kcal za minutu. Klidový výdej však významně závisí na tělesné hmotnosti, proto je přesnější vyjádření v $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$. Jeho hodnota $3,5 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ odpovídá 1 METu.

2.1.4 Měření energetického výdeje

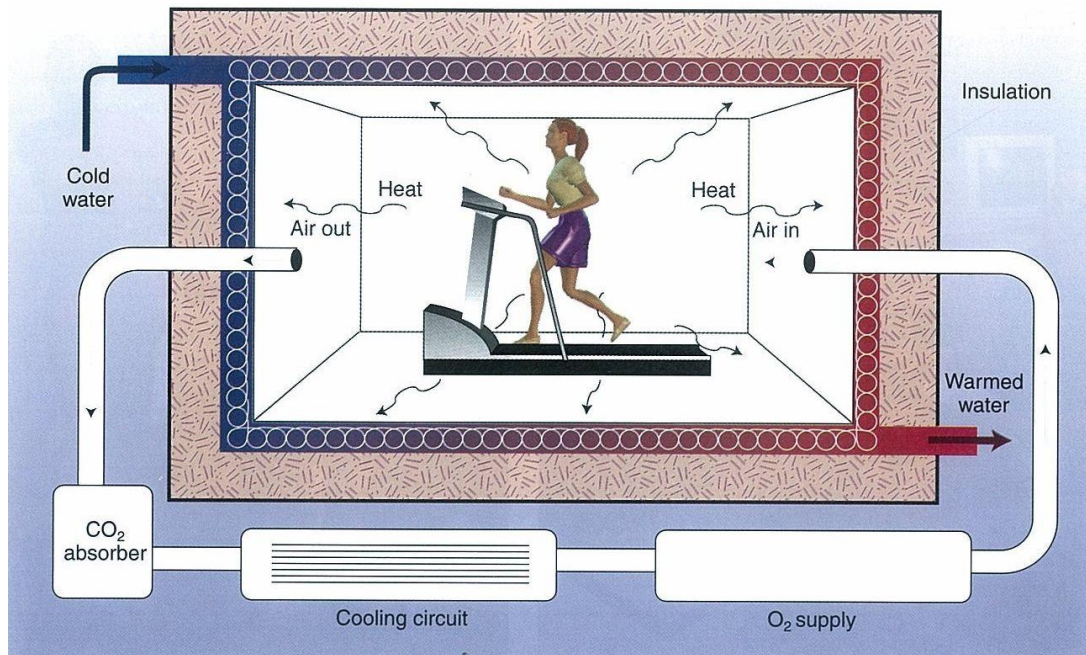
Měření individuálního energetického výdeje v klidu nebo během určité aktivity má řadu praktických aplikací. Jedna z nich je zjištění energetického výdeje během konkrétní aktivity, sloužící například k tvorbě programů pro kontrolu váhy. Další aplikací může být hodnocení energetické náročnosti konkrétních úkolů v zaměstnání a přidělování těch fyzicky náročnějších zdatným pracovníkům (Powers & Howley, 1997). K měření energetického výdeje se využívá řada způsobů.

Přímá kalorimetrie

Pouze 40 % energie uvolněné během metabolismu glukosy a tuků je využita k produkci ATP a zbylých 60 % je převedeno na teplo. Jedna z cest ke zjištění energetické produkce je právě měření tepelného výdeje (Wilmore et al., 2008).

Pravděpodobně jako první vynalezl kalorimetr Joseph Black v roce 1761. Skládal se z kostky ledu, ve které byla umístěna látka o známém objemu a teplotě. V letech 1782 až 1784 Lavoisier spolu s matematikem Laplaccem měřili produkci tepla u zvířat s pomocí modifikovaného Blackova kalorimetru a později měřili spotřebu kyslíku a výdej oxidu uhličitého u lidí. Moderní éra užívání uzavřených kalorimetrů začala v letech 1896 až 1902 s pokusem Atwatera a Benedikta. Poté byla zkonstruována řada uzavřených kalorimetrů (Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996).

Wilmore et al. (2008) popisuje kalorimetr (Obrázek 2) jako izolovanou, vzduchotěsnou komoru. Ve stěnách této komory jsou ocelové trubky, v nichž proudí voda. Teplo vydávané objektem v komoře ohřívá vodu ve stěnách a změna její teploty je zaznamenávána stejně jako teplota vzduchu vstupujícího a vystupujícího z komory. Metabolismus jedince může být následně vypočten z naměřených údajů.

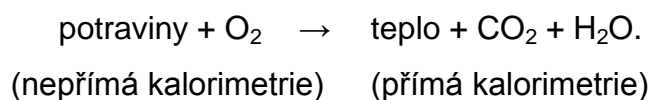


Obrázek 2. Přímá kalorimetrie konstruovaná pro člověka (Wilmore, Costill, & Kenney, 2008).

Technika přímé kalorimetrie je poměrně přesná, ale je příliš drahá na konstrukci a nepraktická pro studium energetického výdeje lidí (McArdle et al., 1991). Wilmore et al. (2008) uvádí, že přímá kalorimetrie poskytuje výsledky příliš pomalu a má řadu nevýhod. V dnešní době není tato metoda obvykle využívána, neboť je lehčí a levnější uplatnit metody hodnocení změny O₂ a CO₂.

Nepřímá kalorimetrie

Powers a Howley (1997) uvádí, že při této metodě je energetický výdej pouze odhadován, neboť není měřena přímo produkce tepla. Princip nepřímé kalorimetrie lze vyjádřit následující rovnicí:



Nepřímá kalorimetrie je založena na skutečnosti, že spotřeba O₂ úzce souvisí s energetickým výdejem organismu (Vilikus, Brandejský & Novotný, 2004). Míra O₂ a CO₂ vyměňujících se v plicích se obvykle rovná rychlosti jejich využívání a uvolňování z tkáně. Na základě tohoto faktu můžeme měřit spotřebu energie podle výměny těchto dýchacích plynů (Wilmore et al., 2008).

K tomu, aby spotřeba kyslíku korelovala přesně s energetickým metabolismem, musí ten probíhat pouze oxidativně. Jestliže velká část energie je produkována anaerobně, měření dechových plynů neodráží všechny metabolické procesy. Proto je metoda nepřímé kalorimetrie omezena pouze na setrvalý stav u aktivit trvajících 60 sekund a déle (Wilmore et al., 2008).

McArdle et al. (1991) popisují dva typy nepřímé kalorimetrie – tzv. closed-circuit a open-circuit spirometry. V prvním případě jedinec vdechuje O₂ z předplněné nádoby nebo spirometru a vydechuje CO₂ zpět do uzavřeného systému. Tato metoda je nazývána „uzavřená“ (closed), protože osoba využívá plyny pouze ze spirometru, nikoli z okolního prostředí. Vydechovaný CO₂ je absorbován hydroxidem sodným umístěným v nádobě v dýchacím obvodu. Změna množství O₂ a CO₂ je ve spirometru zaznamenávána. Tato metoda se však kvůli mnoha nevýhodám nevyužívá pro měření energetického výdeje během pohybové aktivity. K tomuto účelu je výhodnější druhá jmenovaná metoda – open-circuit spirometry. V tomto případě jedinec dýchá okolní vzduch o stálém složení plynů. Powers a Howley (1997) popisují princip této metody. Vydechovaný vzduch je směřován do malé komory, kde je analyzován obsah O₂ a CO₂. Informace týkající se objemu vdechnutého vzduchu a množství O₂ a CO₂ ve vzduchu vydechnutém jsou odesílány ke zpracování do počítače. Ten vypočítává $\dot{V}O_2$ (množství O₂ spotřebovaného za minutu) a $\dot{V}CO_2$ (množství produkovaného CO₂ za minutu). Zjednodušeně může být $\dot{V}O_2$ vypočítáno jako:

$$\dot{V}O_2 = (\text{množství vdechnutého } O_2) - (\text{množství vydechnutého } O_2).$$

Montoye et al. (1996) zmiňují dvě techniky „otevřené“ spirometrie využívající se při měření energetického výdeje také během pohybové aktivity. První z nich je tzv. „průtoková“ technika, kdy jedinec vdechuje a vydechuje do proudu vzduchu proudícího skrz speciální kapuci, kterou má přes hlavu. Druhá technika je tzv. Douglas bag metoda (Douglasův vak), při které má jedinec nasazen nosní klip a náústek nebo obličejovou masku. Testovaná osoba vdechuje vzduch přes masku a vydechuje jej do Douglasova vaku. Poté se odebere vzorek vydechnutého vzduchu k zhodnocení koncentrace O₂ a CO₂. V dnešní době je tato technika v laboratoři nahrazena moderními elektronickými zařízeními. V terénu lze využívat přenosný analyzátor dechových plynů, který monitoruje spotřebu O₂ při pohybové aktivitě.

K odhadu množství spotřebované energie je třeba znát poměr živin, které jsou oxidovány (kombinace sacharidů, tuků a proteinů). Během nepřímé kalorimetrie je měřeno množství uvolněného CO₂ ($\dot{V}CO_2$) a spotřebovaného O₂ ($\dot{V}O_2$). Poměr mezi těmito veličinami je nazýván respirační kvocient (RQ).

$$RQ = \dot{V}CO_2 / \dot{V}O_2 \text{ (Wilmore et al., 2008).}$$

Obecně množství O₂ potřebného ke kompletní oxidaci molekuly sacharidu nebo tuku je poměrný k množství uhlíku v dané živině. Pro sacharidy je RQ rovno 1, pro lipidy 0,7 a pro proteiny 0,82 (Wilmore et al., 2008). Při fyzické zátěži je poměr mezi oběma plyny narušen, a proto se zavedl termín poměr respirační výměny (RER – respiratory exchange ratio), jehož výpočet je stejný jako u RQ. Během pohybové aktivity se zvyšuje produkce CO₂, ale toto zvýšení není doprovázeno úměrným příjmem O₂, proto RER obvykle přesahuje hodnotu 1 (McArdle et al., 1991).

Při oxidaci jednotlivých živin se uvolňuje energie, jejíž množství závisí na typu oxidované živiny. Energetický zisk, spotřeba kyslíku a RQ jsou uvedeny v Tabulce 2 (Svačina et al., 2008).

Tabulka 2. Energetický zisk, spotřeba kyslíku a respirační kvocient hlavních živin (Svačina et al., 2008).

	Energie (kJ/g)	Spotřeba O ₂ (l O ₂ /g)	Respirační kvocient
Tuky	39,5	2,02	0,71
Bílkoviny	19,7	1,01	0,84
Sacharidy:			
Polysacharidy	17,5	0,83	1,0
Glukóza	15,6	0,75	1,0
Etylalkohol	29,7	1,46	0,67

Energetický výdej lze měřit i pomocí metody dvojitě izotopicky značené vody (doubly labeled water). V roce 1949 Lifson, Gordon, Visscher a Nier zjistili, že izotop ¹⁸O ve vydechaném vzduchu je v rovnováze s ¹⁸O v tělesné vodě. To umožnilo Lifsonovi, Gordonovi a McClintockovi v roce 1955 vynalézt metodu dvojitě značené vody k odhadnutí energetického výdeje (Montoye et al., 1996).

Jedinec přijme známé množství vody označené dvěma isotopy ($^2\text{H}_2$ a ^{18}O). Deuterium (^2H) difunduje do tělní vody a isotope kyslíku (^{18}O) do vody v těle a do bikarbonátových zásob. Zaznamenává se rychlost, s jakou oba izotopy opustí tělo. Tato rychlost obrátu pak může být použita k výpočtu množství vyprodukovaného CO_2 , jehož hodnota slouží k převedení na energetický výdej. Jelikož obrát isotopů je velmi pomalý, energetický metabolismus musí být měřen po několik týdnů a tudíž nemůže být použit při zjišťování metabolismu během pohybové aktivity (Wilmore et al., 2008).

Jako další možnosti odhadu energetického výdeje uvádí Montoye et al. (1996) biomechanické metody – kinematografie a měření pomocí silové plošiny. Další techniky řadící se mezi terénní může být metoda vedení si záznamů, deníku, metoda dotazníková a rozhovor, dále také odhad energetického výdeje z fyziologické odpovědi na pohybovou aktivitu a další.

2.2 Nadváha a obezita

V posledních letech rapidně narůstá počet lidí s nepřiměřeně vysokou tělesnou hmotností. Nejde jen o země vyspělé, ale i o ty rozvojové. V Evropě dosahuje počet obézních lidí 10 až 40 % a Česká republika se řadí v této statistice na přední místa evropského žebříčku (Kalousková, 2008).

Mezi hlavní příčiny nadměrné tělesné hmotnosti, které uvádí Kalousková (2008), patří nedostatek pohybu (hypokineze), pozitivní energetická bilance (příjem energie je větší než její výdej) a psychický stres. Vše souvisí s moderním životním stylem. Lidé často využívají dopravních prostředků, místo aby chodili pěšky. Na trhu je nabízeno nepřeborné množství potravin, kterých lidé kupují více, než by jim stačilo a dnešní „uspěchaný“ život přináší mnoho psychického stresu, který má na váze člověka také svůj podíl. Dědičnost se na vzniku a rozvoji obezity podílí zhruba 50 %. Vždy je však přítomen nepoměr mezi příjmem a výdejem energie.

Diagnostikovat obezitu lze různě. Lékař zjišťuje výskyt obezity v rodině, vývoj hmotnosti během života, váhové výkyvy, stravovací zvyklosti, míru a druh pohybové aktivity, kuřácké návyky, poruchy spánku a léky atd. Z laboratorních vyšetření provádí glykémii nalačno, celkový cholesterol, HDL-cholesterol, LDL-cholesterol, triglyceridy a další vyšetření. Ze získaných informací a hodnot

stanoví, zda vyšetřovaný je obézní či nikoliv a jaký typ obezity má a v jaké míře. Měří se rovněž množství tuku v těle a to pomocí měření kožních řas nebo s využitím bioelektrické impedance, které je založeno na principu stanovení odporu těla při průchodu proudu o nízké intenzitě a vysoké frekvenci. U mužů se pak obezita stanovuje při množství tuku v těle nad 25 %, u žen nad 30 % (u starších nad 35 %) tělesné váhy. Stanovit obezitu lze i podle BMI (Body Mass Index). Je to hmotnost v kilogramech dělená výškou v metrech na druhou. V Tabulce 3 jsou uvedeny hodnoty BMI, z nichž lze odečíst stupeň obezity a s ní spojená zdravotní rizika (Kalousková, 2008).

Tabulka 3. Klasifikace obezity (podle WHO, 1997) a riziko komplikací obezity.

Klasifikace	BMI	Riziko komplikací obezity
Podváha	< 18,5	Nízké riziko jiných chorob
Normální váha	18,5 – 24,9	Průměrné
Nadváha	25,0 – 29,9	Mírně zvýšené
Obezita I. stupně	30,0 – 34,9	Středně zvýšené
Obezita II. stupně	35,0 – 39,9	Velmi zvýšené
Obezita III. stupně	≥ 40	Vysoké

Neméně významný prvek pro posouzení obezity je distribuce tuku v těle. K jeho stanovení stačí změřit obvod trupu v oblasti pupku (respektive v poloviční vzdálenosti mezi dolními žebry a horním okrajem pánve). Rizikové hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 4. V poslední době se začíná věnovat pozornost i hodnotě boků – podle výzkumů je ideální mírou 100 cm (Sucharda 2005).

Od 40. let 20. století byl rozpoznán rozdíl v distribuci tuku v těle mezi muži a ženami. Muži mají tendenci k ukládání tuku v horní části těla, obzvláště v oblasti břicha, zatímco ženám se většinou nejvíce tuku ukládá v dolní části těla, a to na bocích, hýždích a stehnech. Mužský typ obezity je nazýván jako androidní (typ jablko), ženský pak jako gynoidní (typ hruška). Výzkumy z konce 70. a počátku

80. let 20. století zjistily, že ukládání tuku v oblasti břicha je více rizikovější pro vznik různých onemocnění (infarkt, hypertenze, mozková mrtvice, zvýšené tuky v krvi, diabetes), než ukládání tuku v oblasti boků. Poměr obvodu břicha a boků se zdá být důležitější pro posouzení rizika vzniku onemocnění než celkové množství tuku v těle (Wilmore et al., 2008).

Tabulka 4. Riziko vzniku metabolických a oběhových komplikací spojených s obezitou podle obvodu pasu (podle WHO, 1997).

	Zvýšené riziko (cm)	Vysoké riziko (cm)
Muži	≥ 94	≥ 102
Ženy	≥ 80	≥ 88

2.2.1 Zdravotní rizika obezity

Nadváha a obezita nejsou samy o sobě nebezpečné, ale nebezpečí tkví v řadě onemocnění s nimi spojených. Cukrovka druhého typu má s obezitou často společný původ a příčiny vzniku. Tito lidé přijímají nadměrné množství energie a málo sportují. Nemoc se neprojeví během dnů ani měsíců, ale během několika let. Zprvu je člověk hubený, ale postupně začne přibírat na váze, a to hlavně v oblasti břicha. Dochází také ke snížení citlivosti buněk na inzulín (inzulinová rezistence). Tento hormon snižuje hladinu cukru v krvi, která se musí pohybovat na určité úrovni. Jelikož jsou buňky na inzulín méně citlivé, musí se jej vyprodukovat větší množství. Je však méně účinný, protože nestačí dozrát. V tomto období se začínají projevovat první komplikace, které nastoupí v plné síle až později. Vznik diabetu druhého typu je pak podmíněn neschopností slinivky břišní vyprodukovat potřebné množství inzulínu a snížit tak množství glukózy v krvi (Stejskal, 2004).

Obezita je rovněž spojena s kardiovaskulárními onemocněními. Mezi tyto komplikace patří hypertenze způsobující následně ischemickou chorobu srdeční, dále také cévní mozkové příhody, arytmie, které mohou končit smrtí, výskyt varixů a mnoho dalších nebezpečných chorob (Kalousková, 2008).

U obézních žen se mohou vyskytovat poruchy menstruačního cyklu, rakovina vaječnicků, dělohy a prsů, komplikace v těhotenství a při porodu a různé záněty. U mužů s obezitou roste riziko vzniku rakoviny prostaty a tlustého střeva (Kalousková, 2008).

Obezita také zvyšuje riziko vzniku degenerativních onemocnění kolenních a kyčelních kloubů. Časté jsou bolesti v zádech, zejména u žen po menopauze. U obézních lidí se častěji vyskytují žlučové kameny, mívají ekzémy, plísňová onemocnění, strie, celulitidu, hůře se jim hojí rány a úrazy atd. (Stejskal, 2004).

Neopomenutelným faktem je i to, že obézní lidé se hůře prosazují ve ztížených životních podmínkách. Mohou mít problémy při hledání zaměstnání a častěji se u nich vyskytují deprese, úzkosti, poruchy příjmu potravy a další. Lidé s přiměřenou tělesnou hmotností žijí většinou lépe a déle (Stejskal, 2004).

2.3 Pohybová aktivita a zdraví

Ačkoli se zdá, že některé zdravotní výhody nastávají již za pouhých 60 minut pohybové aktivity za týden, mnohé studie ukazují, že celkové množství 150 minut týdně středně intenzivní aerobní aktivity, jako je svižná chůze, výrazně snižuje riziko mnoha chronických onemocnění a dalších nepříznivých zdravotních důsledků inaktivity (US Department of Health and Human Services, 2008).

90. léta 20. století jsou spojena s uznáním lékařů, že pohybová aktivita je prospěšná pro lidské zdraví. Tento fakt však byl znám již před dvěma tisíci lety, kdy Hippocrates (460-377 př. n. l.) silně podporoval fyzickou aktivitu a správnou výživu jako nezbytnou součást života vedoucí k celkovému zdraví (Wilmore et al., 2008).

Vědecké studie ukazují, že pohybová aktivita snižuje riziko předčasné smrti (dřívější úmrtí než je průměrný věk smrti pro specifickou populační skupinu) na následky srdečních chorob, rakoviny a dalších onemocnění způsobujících smrt. Bohatě dokumentován je přínos fyzické aktivity na zdraví kardiopulmonálního systému, který zahrnuje srdce, plíce a krevní cévy. Lidé, kteří se věnují pohybové činnosti střední nebo vyšší intenzity, mají významně nižší riziko kardiovaskulárních onemocnění než lidé inaktivní. Pohybová aktivita rovněž silně snižuje riziko rozvoje diabetes mellitus 2. typu stejně jako metabolického

syndromu. Ten je definován jako stav, při kterém má jedinec kombinaci mnoha faktorů – vysoký krevní tlak, abdominální obezitu, nepříznivý poměr krevních lipidů (nízká hladina HDL a zvýšené triglyceridy) a oslabenou toleranci glukosy. Příznivě působí fyzická zátěž samozřejmě i při boji s obezitou a přispívá k vyrovnané energetické bilanci. Neméně důležitý je podíl pohybové aktivity na udržení zdravého muskuloskeletálního systému. U dětí je důležitý pohyb ke správnému utváření kostí. Fyzicky aktivní lidé mají významně nižší riziko rakoviny tlustého střeva než lidé inaktivní a ženám věnujícím se pohybové aktivitě hrozí menší riziko rakoviny prsu. Fyzická aktivita nepůsobí pozitivně pouze na zdraví tělesné, ale také na to psychické. Pohybově aktivní dospělí lidé mají nižší riziko vzniku depresí a poklesu kognitivních schopností. U dětí a dospívajících se zdá, že pravidelná pohybová aktivita redukuje symptomy úzkosti a deprese (US Department of Health and Human Services, 2008).

2.4 Pohybová aktivita a tělesná hmotnost

Mnohé studie potvrdily významné genetické dispozice k nadváze a obezitě. Avšak to neznamená, že člověk s tím nemůže nic udělat. Důležitá je přiměřená strava a pohybová aktivita (Wilmore et al., 2008).

K udržení stálé tělesné hmotnosti je třeba respektovat rovnici energetické bilance. Tělesná hmotnost zůstane stejná, pokud příjem kalorií se rovná jejich výdeji. Jestliže převažuje výdej nebo naopak příjem, hmotnost se mění.

Přijem energie = výdej energie → stabilní tělesná hmotnost

Přijem energie > výdej energie → zvyšování tělesné hmotnosti

Přijem energie < výdej energie → snižování tělesné hmotnosti.

(McArdle et al., 1991)

Jestliže příjem energie převýší výdej o 100 kcal za den, pak za rok by činil tento přebytek 36 500 kcal. Protože 0,45 kg tělesného tuku obsahuje okolo 3500 kcal, za rok by byl nárůst tělesné hmotnosti o 4,7 kg tuku. Na druhé straně, jestliže by byl denní příjem zredukován o 100 kcal a během jedné míle denně by energetický výdej činil 100 kcal, pak by deficit kalorií byl roven ztrátě 9,5 kg tuku za rok (McArdle et al., 1991).

Wilmore et al. (2008) uvádí, že tělo má schopnost vyvažovat denní příjem a výdej energie v rámci 10 až 15 kcal, aniž by se měnila tělesná hmotnost. Tato

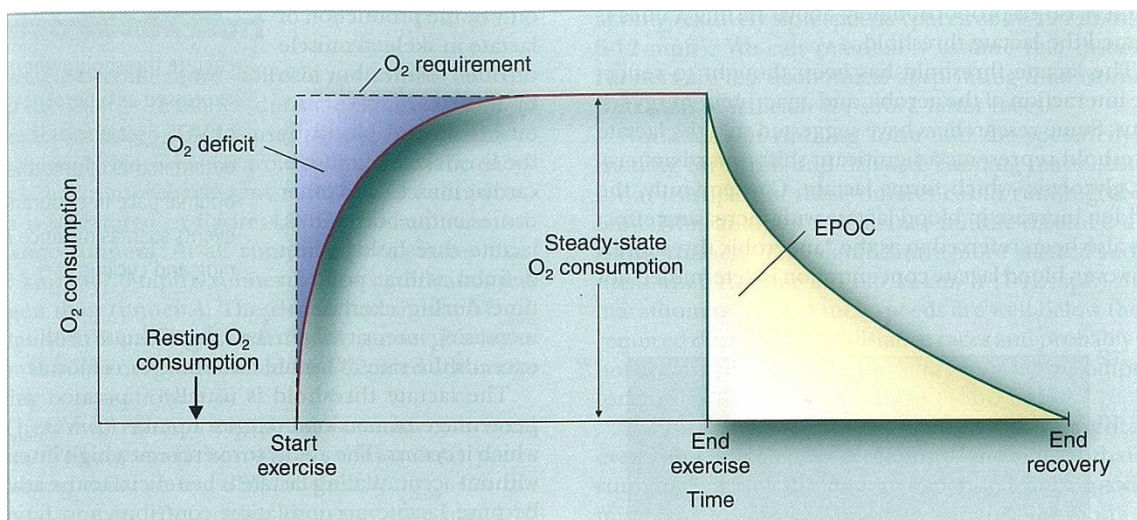
schopnost těla vyrovnávat energetický příjem a výdej v takovém úzkém rozmezí vedl vědce k domněnce, že tělesná váha je regulována kolem daného „bodu“, stejně jako je udržována stálá tělesná teplota. Tato hypotéza byla dobře zdokumentována u zvířat, stejně jako u lidí, kde však výzkumů byl omezený počet. Přibývání na váze a následná obezita je vysvětlována tím, že nastavený „bod“, kolem kterého se udržuje tělesná hmotnost, se může v průběhu času měnit v závislosti na stravovacích návycích a pohybové aktivitě.

Kromě přiměřené a vyvážené stravy hraje při udržení či změně hmotnosti důležitou roli pohybová aktivita. Mnohé studie potvrzují významné změny tělesné hmotnosti a složení těla při vykonávání aerobního i silového tréninku. Tyto změny zahrnují pokles celkové tělesné hmotnosti, pokles tělesného tuku a udržení nebo zvýšení aktivní tělesné hmoty. Pohybová aktivita taktéž redukuje množství viscerálního tuku, který přispívá ke kardiovaskulárním onemocněním a obezitě (Wilmore et al., 2008).

Jestliže je při snižování hmotnosti dodržován pouze dietní režim bez pohybové aktivity, velká část úbytku tělesné hmotnosti pochází z aktivní tělesné hmoty, což je nežádoucí efekt. Studie na zvířatech i lidech potvrzují, že užitím samostatného dietetického opatření připadá 30 až 40 % snížené hmotnosti na aktivní tělesnou hmotu. Fyzická aktivita a vhodný stravovací režim vede k menším ztrátám aktivní hmoty a poměrně většímu úbytku tělesného tuku (Powers & Howley, 1997).

Značný energetický výdej během zotavení po pohybové aktivitě může znamenat tzv. EPOC (excess postexercise oxygen consumption, zvýšená spotřeba kyslíku po zátěži) (Obrázek 3). Odpovídající energetické požadavky během fyzické zátěže s dodávkou O_2 nejsou ideální. Když začne aerobní aktivita, transportní systém O_2 (respirační a oběhový) není ještě plně připraven zásobovat pracující svaly potřebným množstvím O_2 . Spotřeba O_2 vyžaduje několik minut k dosažení požadované úrovně, ve které jsou aerobní procesy již zcela funkční. Protože požadavky na O_2 a jeho skutečné dodání svalům se liší během přechodu z klidového stavu do fyzické zátěže, vytvoří se v těle kyslíkový deficit. Během počátečních minut zotavování (svaly již nepracují) spotřeba O_2 ihned neklesá (zůstává dočasně zvýšena). Tato spotřeba, která obvykle přesahuje požadavky O_2 v klidovém stavu, se nazývá EPOC (dříve se užíval termín kyslíkový dluh). EPOC je definován jako množství kyslíku

spotřebovaného nad normální hodnoty spotřeby v klidu. Následkem je zrychlený tep, dechová frekvence a zvýšení tělesné teploty. Navrácení metabolické rychlosti zpátky na úroveň před započítím pohybové aktivity může trvat několik minut po mírné fyzické aktivitě (např. chůze), několik hodin po velmi těžké pohybové aktivitě (např. fotbalový zápas) a dokonce i 12 až 24 hodin i déle po dlouhotrvající, vyčerpávající fyzické aktivitě (např. uběhnutí maratonu v horkém a vlhkém klimatu). Z toho vyplývá, že jedinec nemá výdej kalorií pouze během pohybové aktivity, ale i po ní v průběhu zotavovacích procesů, což taktéž přispívá k redukci hmotnosti.



Obrázek 3. Požadavky na dodávku O_2 během pohybové aktivity a zotavení, deficit kyslíku a princip zvýšené spotřeby O_2 po zátěži (EPOC) (Wilmore, Costill, & Kenney, 2008).

Souhrn faktorů, které se mohou podílet na zvýšené spotřebě kyslíku po zátěži, jsou následující:

- a) resyntéza CP ve svalech,
- b) odstranění laktátu,
- c) obnovení zásob O_2 ve svalech a krvi,
- d) zvýšení tělesné teploty,
- e) zvýšení srdeční frekvence a dýchání po pohybové aktivitě,
- f) zvýšení produkce hormonů (Wilmore et al., 2008).

2.5 Běžecské ergometry

Běžecské ergometry jsou neocenitelnými prostředky při studiu fyziologických účinků cvičení a často se též používají při experimentech a v klinické praxi (Brown, Miller, & Eason, 2006).

Je to motorově řízený běžící pás a příslušná intenzita zatížení jedince je regulována pomocí rychlosti a sklonu pásu. Velká výhoda běžecského ergometru spočívá v simulaci pro člověka přirozené aktivity, jakou je chůze nebo běh.

Dalším nejčastějším prostředkem k testování fyziologických parametrů je bicyklový ergometr.

McArdle et al. (2001) prezentuje rozdíly v hodnotách maximální spotřeby kyslíku (VO_{2max}) dosažené na bicyklovém ergometru ve srovnání s běžecským ergometrem. Nižší hodnoty VO_{2max} jsou dosaženy na bicyklovém ergometru, v průměru o 6,4 až 11,2 % než na běžecském ergometru. Probandi si po absolvování testu na bicyklovém ergometru většinou stěžovali na intenzivní nekomfortní pocit ve stehenním svalu při vyšším zatížení. Mnozí z nich označili právě tento diskomfort jako hlavní důvod přerušení testování. Při chůzi na běžecském ergometru byla nejčastější stížností lokální nepříjemné pocity v dolní části zad a v lýtkovém svalu, zejména při vyšším sklonu pásu. Oproti tomu při běhu na běžecském koberci probandi nepociťovali konkrétní diskomfort, ale spíše obecnou únavu charakterizovanou jako pocit zadýchání.

2.6 Běžná chůze

Chůze je jedním ze základních lidských lokomočních pohybů, mezi které patří i běh, lezení, skok, plavání a další. Je základem lidského pohybu po pevné podložce. „Pohyb vpřed po zemi od primitivních obojživelníků a plazů až po člověka vyžaduje nahmatání či uchopení terénu, přitahování k „úchopu“, přenos váhy těla přes opornou končetinu a odraz vpřed. Poté končetina nakračuje vzduchem pro další krok“ (Vystrčilová & Kračmar, 2007).

Mezi základní požadavky nutné pro chůzi patří udržení rovnováhy (schopnost zaujmout vertikální postavení a udržovat balanc) a schopnost pohybu (zahájení a udržení rytmického krokového cyklu). Je zapotřebí odpovídajícího muskuloskeletálního systému – kostí, kloubů a svalů. Svalový tonus musí být dostatečný k překonání gravitace, ale zároveň musí dovolit vykonání pohybu (Janura, 1997).

Lidé využívají chůzi k určitému účelu, nejčastěji k dosažení určitého místa za určitý čas. Avšak chůze je také čím dál častěji využívána jako bezpečná a efektivní pohybová aktivita ke zlepšení či udržení kondice a zdraví (Trew & Everett, 1996).

2.6.1 Definice a popis chůze

Chůzi můžeme definovat různě. Podle Janury (2007) je to „způsob pohybu těla z jednoho místa na druhé za střídavé a opakující se výměny polohy dolních končetin, s podmínkou, že alespoň jedno chodidlo zůstává v kontaktu s podložkou.“ Tato lokomoce se vyznačuje obdobími zatěžování a nezatěžování končetin. Trew a Everett (1996) jednoduše definují chůzi jako rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, kdy vždy alespoň jedna noha zůstává v kontaktu s podložkou. Podle Whittle (2007) lze chůzi (stejně jako běh) definovat obecně jako metodu lokomoce využívající střídavě obě dolní končetiny, které zajišťují jak oporu tak i pohon.

Chůze člověka je neustálé vyrovnávání volného pádu těla ve směru jeho pohybu. Jestliže se člověk rozhodne někam jít, musí nejprve naklonit trup do směru, kterým se chce vydat. Aby neupadnul, musí tomu zabránit vykročením jedné nohy. Váha těla se přenesení do směru pohybu, ale volný pád trvá dále.

Proto musí reagovat i druhá noha. Prvá noha tedy dokončuje krok, je na ní celá váha těla. Druhá noha je uvolněná a připravená k přenosu před nohu prvou. Po tomto přenosu se celý cyklus opakuje (Veselý, 2007).

Člověk se při chůzi nepohybuje v jedné rovině či linii. Při každém kroku tělo zrychluje a zpomaluje, stoupá a klesá o několik centimetrů a mírně se vychyluje ze strany na stranu. Během každého kroku musí tělo zpomalit a následně zrychlit, protože opora poskytovaná dolními končetinami nezůstává pod tělem během celé doby. Oporová noha začíná výkrokem před tělo, kde má tendenci jej zpomalovat, poté projde pod tělem dozadu a znovu ho zrychluje. Jakmile tělo přejde přes oporovou končetinu, zvedá se až do doby, kdy noha je přesně pod ním a poté zase klesá, když noha přechází za tělo. Nejvyššího výškového bodu je dosaženo při nejnižší rychlosti, naopak nejnižší výškový bod nastává při nejvyšší rychlosti. Během jednooporové fáze má tělo tendenci vychylovat se laterálně přes oporovou končetinu. Pánev dosahuje svého maximálního laterálního výkyvu po fázi „midstance“ (mezistoj) a následně se zase vychyluje na opačnou stranu. Rozsah laterálního výkyvu pánve roste s rostoucí délkou kroku (Rose & Gamble, 2006).

Chůze vyžaduje ke svému provedení zapojení všech kloubů obou dolních končetin. Kromě nich se při pohybu během chůze uplatňují i kloubní spojení páteře a také horní končetiny pracující v opačném vzorci než končetiny dolní. Zapojení takového množství tělesných segmentů vyžaduje značnou nervovou kontrolu. Proto při narození ani těsně po něm není u člověka chůze možná, neboť ještě není dostatečně vyvinut nervový systém (Trew & Everett, 1996).

2.6.2 Fylogeneze chůze

„Fylogeneze chůze je geneze chůze v životě lidstva“ (Daněk, 1989).

„Bipedie je základní evoluční adaptace, která určuje hominidy – tudíž lidi – na rozdíl od jiných primátů“ (Vaughan, 2003).

První suchozemští obratlovci se pohybovali vlněním trupu, stejně jako ve vodním prostředí. Až s pomocí pevných končetin se stal pohyb po souši efektivní. Vývoj kvadrupedální lokomoce (po všech čtyřech končetinách) v průběhu fylogenetického vývoje formoval strukturální změny částí těla

zprostředkujících lokomoci. Rozhodujícím obdobím byly vývojové přechodové druhy jako *Ichtyostega* a blízcí předchůdci. Začátek kvadrupedální lokomoce se datuje do období devonu, kdy první přechodové formy čtvernožců, kteří měli ještě žábry, používaly končetiny opatřené osmi až pěti prsty k pohybu v bažinách výhodněji než ryby mající ploutve. Postupný vývoj dospěl až k dvouoporové lidské chůzi, vedoucí k velkému rozvoji intelektu, umožněnému osvobozením horní končetiny pro práci (Kračmar, 2002).

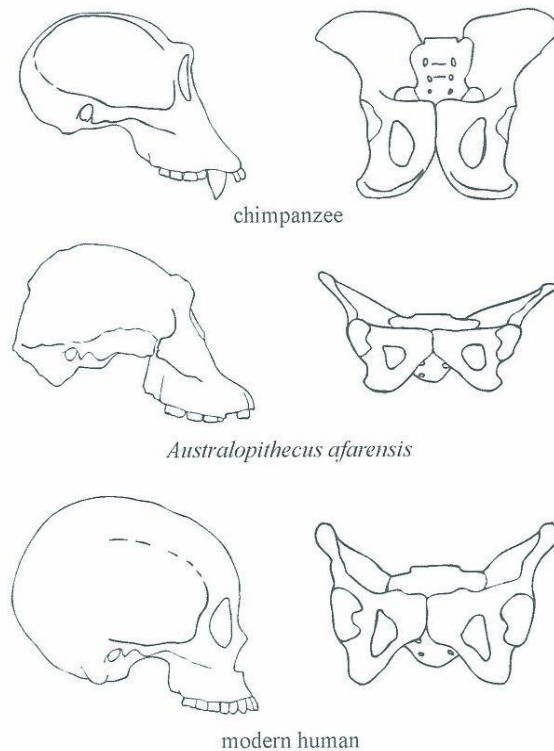
O vzniku bipedie panují podle Hajna (2001) dvě domněnky:

1. Hypotéza ekologického vývoje – bipedie souvisí s potřebou lepší orientace v novém prostředí stepí a savan. Příčinou bipedie je tedy přechod k terestrálnímu způsobu života. Proti této hypotéze však vystupuje fakt, že není známa analogie, kdy by nějaký živočich při přechodu do jiného ekosystému přešel k bipedii.
2. Hypotéza kulturního vývoje – bipedie souvisí s neustálým využíváním nástrojů a tedy navozenou potřebou uvolnit přední končetiny z lokomoce. Z tohoto vyplývá, že bipedie je stav funkční a vzniká v důsledku změny úlohy končetin.

Podle Daňka (1989) začal příběh člověka před několika miliony lety v Africe. Tehdejší primáti žili v korunách pralesů a dařilo se jim nejspíše tak dobře, že neměli potřebu sestoupit níže, třeba až na zem. Před třemi a půl až čtyřmi miliony let začalo z neobjasněných příčin pralesů ubývat. Ty byly nahrazeny travnatými savanami a primáti do nich museli vstoupit. Pohyb po čtyřech však nebyl tak efektivní z hlediska orientace. Bylo potřeba dohlédnout do dálky přes travnatý porost. Postupně se tedy kvadrupední lokomoce měnila na bipední. Přední končetiny (horní končetiny) zůstaly volné a mohly uchopovat různé předměty a manipulovat s nimi. Dnes se horní končetiny účastní chůze tím, že jimi „máváme“ vpřed a vzad. Odpovídá to pohybům, které by v téže fázi kroku vykonávaly přední končetiny u čtyřnožce. Souhyby (synkineze) horních a dolních končetin jsou vrozené, zakódované ve struktuře mozkových podkorových jader.

Retallack (2001, in Rose & Gamble, 2006) se domnívá, že hlavní příčinou vzniku bipedie byla téměř jistě změna globálního klimatu a jeho působení na různá regionální prostředí. V intervalu před osmi a pěti miliony let, kdy se od

sebe oddělily linie člověka, šimpanze a gorily, se rozšířily ledové příkrovy, úroveň mořské hladiny klesla, množství atmosférického CO₂ se snížilo, klesla globální teplota a vzrostla aridita v nižších zeměpisných šířkách. Cerling, Harris, MacFadden et al. (1997, in Rose & Gamble, 2006) uvádějí důsledky těchto globálních změn. V ekvatoriální Africe, kde se hominini vyvinuli, se souvislý lesní porost rozpadl na jednotlivé oddělené ostrůvky lesů a travnatých porostů. Teaford a Ungar (2000, in Rose & Gamble, 2006) popisují výskyt kontrastu mezi zuby časných homininů a šimpanzů, takže za hlavní rozdíl mezi lidskou a šimpanzí linií pokládají dietní – časní lidé se mohli zaměřit na tvrdou potravu vyskytující se hlavně na nebo blízko země, zatímco šimpanzi se pravděpodobně soustředili na poměrně měkké ovoce rostoucí na stromech. Rose & Gamble (2006) doplňují, že tento rozdíl v potravních preferencích mohl způsobit ekologickou a geografickou separaci, která zapříčinila odlišnost genetickou a nejspíše zformovala nové druhy. Je však třeba nalézt další fosilní důkazy, aby se potvrdilo, zda tato teorie je správná a jak vše v detailech probíhalo. Podle Sterna (2000, in Rose & Gamble, 2006) se nejméně před čtyřmi miliony lety vyvinuly u Australopithéků nesporné anatomické adaptace k bipedii, i když stále si zachovávali řadu lidoopích charakteristik, které již poté chyběly u pozdějších lidí. Za nejstarší známý druh homininů, u kterého je jednoznačně usuzováno na bipedii, je považován *Australopithecus anamensis*. Ten je datován do rozmezí před 4,2 až 3,9 milionů let v severní Keni (Leakey, Feibel, McDougall, & Walker, 1995, in Rose & Gamble, 2006).



Obrázek 4. Lebky (vlevo) a pánve (vpravo) šimpanze, Australopithéka a moderního člověka (Rose & Gamble, 2006).

V Africe bylo objeveno několik kosterních pozůstatků předků člověka, kteří již chodili vzpřímeně po dvou (Obrázek 4). Nejstarší pocházejí z doby před třemi až čtyřmi miliony lety. Na nalezených kostech dolních končetin či pánve lze ověřit, zda patřily primátovi využívající vzpřímený postoj s udržení rovnováhy a chodící po dvou nohách bez těžiště posunutého nevhodně dopředu. Postupem času se totiž těžiště těla dvounohých primátů přesunovalo nad hlavní klouby dolních končetin, což jim umožňovalo udržovat polohu vstoje bez velkých nároků na svalovou práci. Také na kosterních pozůstatcích horních končetin lze usuzovat, zda patřily tvorům využívající je k jiné činnosti než k chůzi či běhu (Daněk, 1989).

Jenkins (1972, in Vaughan, 2003) pomocí specializované radiografie předložil, že bipední šimpanzi mají při chůzi femur více abdukován a flektován než lidé. Tento abdukční úhel femuru umožňuje lidem i druhu *Australopithecus afarensis* (časný hominid) pokládat nohu přímo pod úroveň těžiště těla, což poskytuje plynulejší a efektivnější chůzi.

Důkazem bipední chůze jsou mimo kosterních pozůstatků i nálezy stop (Daněk, 1989). Pravděpodobně nejpozoruhodnější objev těchto stop se stal v roce 1976, kdy Mary Leakey objevila fosilní otisky nohou lidského předka v Laetoli ve východní Africe (Obrázek 5) (Leakey & Hay, 1979, in Vaughan, 2003). Pocházejí přibližně z doby před 3,7 miliony let a otiskli je zde nejméně dva hominidi kráčející vedle sebe ve vlhkém sopečném popelu. Ze stop je patrné, že jeden jedinec byl větší než druhý (pravděpodobně to byl dospělý a dítě – Daněk, 1989), ale i přes rozdíl v jejich velikosti se zdá, že se mohli při chůzi držet za ruce. Důkladná 3D fotogrammetrická analýza stop odhalila, že zde byl ještě třetí hominid, který šel ve stopách většího jedince (Rüther, 1996, in Vaughan, 2003). Stáří těchto otisků nohou ukázalo, že bipedie existovala nejméně milion let před kamennými nástroji a rozvojem velkého mozku (Leakey & Walker, 1997, in Vaughan, 2003).



Obrázek 5. Důkaz dvounohé chůze (Olduvajská proláklina v Keni) (Johanson & Edey, 1981).

S přechodem primátů k bipednímu způsobu lokomoce muselo dojít k přeměně jejich tělesné stavby, která byla uzpůsobena pro život v korunách stromů. Jejich nohy se stávaly ploššími a kostra, svaly a nervová soustava se přizpůsobily novému způsobu pohybu (Vystrčilová & Kračmar, 2007).

2.6.3 Ontogeneze chůze

„Ontogeneze je zkráceným zopakováním fylogeneze“ (Ernst Haeckel, in Daněk, 1989).

Ontogenezí rozumíme individuální vývoj jedince od početí po jeho smrt.

Dítě neumí ihned po narození chodit. Je to dáno tím, že pro zapojení jednotlivých segmentů těla do pohybu je třeba řízení pomocí centrální nervové soustavy (CNS), která však po narození není zcela vyvinuta. První kroky může dítě udělat až po té, co získá kontrolu nad všemi částmi svého těla a je schopno udržet určitý stupeň rovnováhy (Janura, 2007).

Člověk je jediný tvor, který má vzpřímené držení těla s dvojitým zakřivením páteře v sagitální rovině a klenuté chodidlo. Dalším znakem je chůze po dvou končetinách ve vzpřímeném postavení. Postupný vývoj k těmto typicky lidským charakteristikám probíhá v prvním roce života dítěte (Měkota, Kovář, & Štěpnička, 1990).

Malé dítě má ve srovnání s dospělými či staršími dětmi vysoko těžiště, velkou hlavu a trup a krátké dolní končetiny, což jim způsobuje menší stabilitu během pohybu. Jejich malá tělesná výška má za následek více kývavý pohyb vyžadující rychlejší korekci, aby se předešlo pádu (Rose & Gamble, 2006).

V průběhu posturální ontogeneze se lokomoce vyvíjí postupně od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze (Véle, 2006).

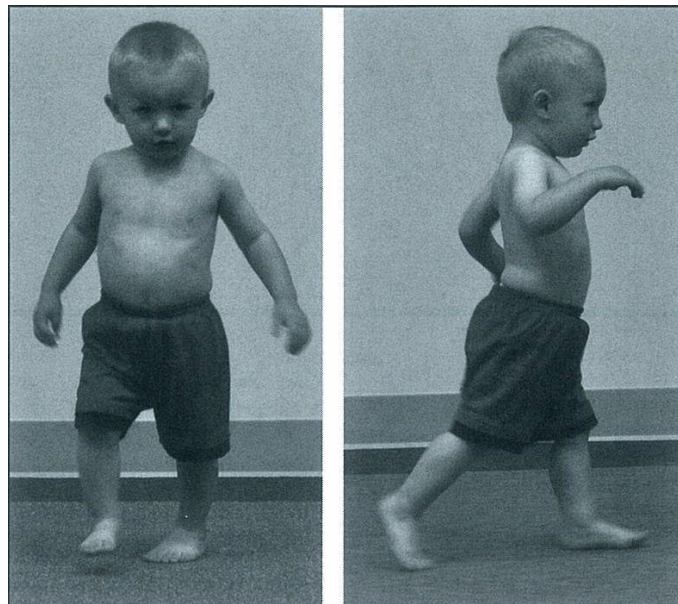
Ve dvou měsících zvedne dítě hlavu v lehu na břicho a udrží ji zvednutou nejméně pět sekund. Ve dvou až třech měsících se naučí opírat o předloktí a zvedá hlavu, přičemž oči nehledí horizontálně. Ve třetím až čtvrtém měsíci se prohýbá v páteři a oči hledí horizontálně. V pátém měsíci se dítě v lehu na břicho opírá jen dlaněmi, někdy dlaněmi a koleny (vzpor ležmo). Také se obrátí z lehu na břichu do lehu na zádech pomocí úchopu za nějaký předmět, nejčastěji za ohrádku či postýlku, později se obrátí samostatně. V šestém měsíci se dítě

přidrží podaných prstů dospělého a přitahuje se do sedu. V následujícím měsíci sedí s kyfoticky drženou páteří a podanými prsty se přitahuje až do stoje. Plazivé pohyby provádí dítě v osmém měsíci svého života. V devátém měsíci následuje lezení oporem o dlaně a o kolena, jde o předstupeň chůze. Sed je již vzpřímený a jistější, do sedu se dítě dostává samo bez dopomoci. Dokáže stát s oporou. V desátém měsíci se dítě ve stoji posunuje stranou s dopomocí (například s přidřením se ohrádky). Následuje chůze vpřed s dopomocí v jedenáctém měsíci. Může být vedeno za obě ruce nebo se může přidržovat nábytku. Ve dvanáctém měsíci pak dítě chodí za pomoci jedné ruky, samo udělá několik kroků (Měkota et al., 1990).

Prvotní chůze je široká a působí neohrabaně, protože dítě pohybuje svým tělem vpřed ještě převážně prostřednictvím přemístování těla do strany. Odvíjení nohy a odraz od podlahy se vyvíjejí v následujících letech. Opěrná fáze chůze je brzy vyvinuta, zatímco odrazová fáze se objevuje až mnohem později. V tomto věku zůstávají horní končetiny blíže u těla a následují pohyb trupu (kývání horních končetin). Obraz chůze je vláčnější díky plynulým přechodům krokových fází (Orth, 2009).

Následuje období batolete, to je od jednoho do tří let dítěte. V patnáctém měsíci již samostatně chodí většina dětí, přetrvávají však různé formy lezení. Do osmnáctého měsíce je chůze provázena častými pády a do tří let dítěte se jedná o chůzi batolivou, která je odlišná od chůze dospělého člověka. Dítě má paže v upažení (případně v postavení „vysokého střehu“, kdy má abdukováná ramena a fixované loketní klouby, Perry & Burnfield, 2010, Obrázek 6), nohy došlapují od sebe, příliš zvedá nohy, není schopno držet směr, má vystrčené břicho a váhu drží déle na jedné noze, což způsobuje malé kroky, ale o vysoké frekvenci (Štochl, 2006) – přibližně 170 kroků za minutu (dospělý cca 120 kroků za minutu). Batole nedodrží přímý směr chůze, trasa se střídavě vychyluje (Měkota & Cuberek, 2007). Také rychlost chůze je nižší – $0,64 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ve dvanácti měsících (ve srovnání s dospělým – $1,46 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ u mužů a $1,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ u žen) (Whittle, 2007). Chůzi vzad ovládne dítě zhruba v sedmnáctém měsíci, chůzi po špičkách mnohem později, až kolem třicátého měsíce. V osmnáctém měsíci se začíná rozvíjet chůze do schodů s dopomocí. Nejprve dítě vystupuje po jednom schodu chůzí přísunnou, až asi ve třech letech se naučí střídavě

vystupovat každou nohou zvlášť na následující schod. Rozvíjí se i schopnost překonávat překážky (Měkota et al., 1990).



Obrázek 6. Chůze čtrnáctiměsíčního batole s rukama v pozici „vysokého střehu“ (Perry & Burnfield, 2010).

V předškolním věku (tři až sedm let dítěte) se batolivá chůze zdokonaluje, přizpůsobuje se danému terénu a vyvinou se souhyby paží, takže v pěti letech se chůze dítěte podobá chůzi dospělého, od níž se liší pouze kvantitativně. Ve čtyřech letech dítě ovládá chůzi po špičkách, rovnováha se však zlepšuje až v pěti letech. V této době dítě zvládá různé modifikace chůze – chůze přisunná, přeměnná, ve dřepu apod. U předškoláka je charakteristické střídání směru, rychlosti i rytmu chůze, často ji prokládají poskoky či během. V sedmi letech dítěte lze říci, že chůze je již stabilizovaná (Měkota et al., 1990).

Během zrání chůze (cca do sedmi let) se mění následující parametry:

1. trvání jednooporové fáze roste s věkem a zráním,
2. rychlost chůze roste s věkem a délkou dolních končetin,
3. kadence klesá s věkem a délkou dolních končetin,
4. délka kroku roste s věkem a délkou dolních končetin,
5. poměr vzdálenosti mezi oběma kotníky a šířkou pánve klesá s věkem a zráním (Perry & Burnfield, 2010).

Ve školním období si dítě osvojuje další formy chůze jako například na zvýšené a zúžené plošině, v jednotném rytmu apod. Také je schopno naučit se

základním tanečním krokům. Zhruba do dvanácti let dítěte přetrvávají zvýšené energetické nároky při chůzi. To nejspíš souvisí s růstem a celkovým vývojem těla a nervové soustavy (Vystrčilová & Kračmar, 2007).

Měkota a Cuberek (2007) uvádí, že po dobu šesti až sedmi desetiletí zůstává základní vzor chůze bez podstatných změn. Ke změně techniky chůze dochází až v pozdějším stáří (mezi šedesátým a sedmdesátým rokem – Whittle, 2007). Mezi charakteristické znaky stařecké chůze patří nachýlení horní části trupu směrem vpřed, zkrácení délky kroku (někdy až na polovinu) a omezení protisměrného pohybu paží. Znovu se objevuje, stejně jako u dětí, neschopnost udržet přímou linii chůze. Whittle (2007) uvádí také snížení kadence a rychlosti chůze. Murray, Kory, a Clarkson (1969, in Whittle, 2007) předpokládají, že smysl změn v chůzi u starých lidí spočívá ve zvýšení bezpečnosti chůze.

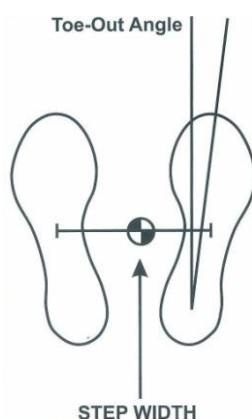
Z biomechanického pohledu lze ontogenezi lidské motoriky celkově při určitém zjednodušení charakterizovat jako získávání schopnosti najít těžiště a udržet nebo cíleně měnit jeho polohu v prostoru. Lze toho dosáhnout cílenou změnou tuhosti spojení segmentů řízenou svalovou aktivitou a využitím vlivu vnějších sil. Poloha těžiště je pak řízena z CNS prostřednictvím koordinované svalové aktivity (Vařeka & Dvořák, 1999).

2.6.4 Charakteristiky chůze

Obrázek 8 ilustruje lineárně měřené parametry krokového cyklu, které jsou následující:

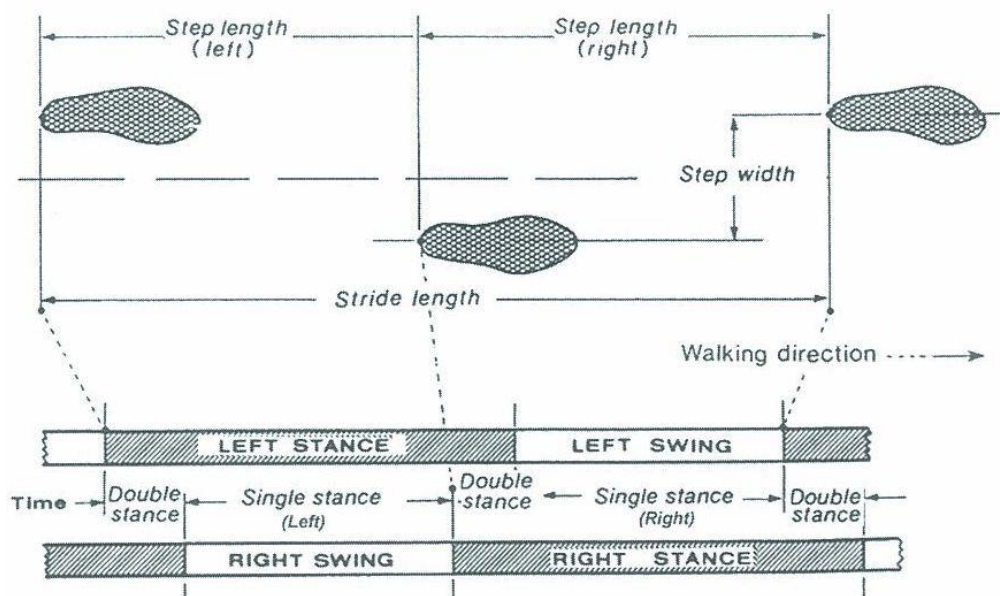
- Délka kroku (step length) – je definována jako longitudinální (délková) vzdálenost mezi oběma chodidly (Gage, 1991). Kirtley (2006) upřesňuje tuto definici: délka kroku je vzdálenost mezi patou dolní končetiny vzadu za tělem a patou vedoucí (vpředu před tělem) dolní končetiny. Obvykle se udává v metrech (Whittle, 2007).
- Délka dvojkroku (stride length) – je to vzdálenost překonaná během jednoho krokového cyklu a je součtem pravé a levé délky kroku. Jinak řečeno, zaujímá vzdálenost od počátečního kontaktu jedné nohy po následující počáteční kontakt téže nohy (Gage, 1991). Jako jednotka se obvykle užívá metr (Whittle, 2007). Muži mají průměrně 1,46 m dlouhý dvojkrok, ženy pak 1,28 m (Perry & Burnfield, 2010).

- Šířka kroku (stride width), kroková báze (walking base) – je mediolaterální vzdálenost mezi oběma chodidly (obrázek 7) a u zdravých jedinců má hodnotu několika málo centimetrů (Vaughan, 1992). Většinou je měřena jako kolmá vzdálenost středů patních kostí, popř. pod středem kotníku. Udává se v milimetrech (Whittle, 2007).
- Úhel nohy (toe out, toe in angle) – je to úhel mezi směrem pohybu a osou chodidla (Obrázek 7). Udává se ve stupních (Whittle, 2007). Může poskytnout důležité informace o stupni vnitřní nebo vnější rotace dolní končetiny během stojné fáze (Vaughan, 1992).



Obrázek 7. Šířka kroku a úhel nohy (Perry & Burnfield, 2010).

- Kadence (cadence) – je počet kroků za časovou jednotku. Nejčastěji užívanou jednotkou je počet kroků za minutu (Whittle, 2007). Kirtley (2006) uvádí, že průměrná kadence je něco málo pod 120 kroků za minutu. Průměrný jedinec pak ujde za den 5 000 až 15 000 kroků, což je cca 2 až 5 milionů za rok (v průměru 27 000 km). Kadence u žen (117 kroků za minutu) je rychlejší než u mužů (111 kroků za minutu), neboť mají kratší délku dvojkroku než mužské pohlaví (Perry & Burnfield, 2010).
- Rychlost (walking speed) – je to vzdálenost překonaná celým tělem za jednotku času. Nejčastěji se udává v metrech za sekundu (Whittle, 2007), někteří kliničtí lékaři používají jednotku metr za minutu (Perry & Burnfield, 2010). Průměrná rychlost je výsledkem kadence a délky dvojkroku (Whittle, 2007). U dospělých je při plynulé chůzi průměrná rychlost přibližně $82 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ ($1,37 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) – $86 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ ($1,43 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) u mužů a $77 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ ($1,28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) u žen (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 8. Lineárně měřené parametry krokového cyklu (Rose & Gamble, 2006).

2.6.5 Krokový cyklus

Chůze se skládá z pravidelně se opakujících kroků. Když se tělo pohybuje vpřed, jedna dolní končetina slouží jako mobilní zdroj opory, zatímco druhá dolní končetina sama postupuje na nové oporné místo. Poté si obě dolní končetiny vymění úlohu. Při přenosu tělesné hmotnosti z jedné končetiny na druhou jsou obě nohy v kontaktu s podložkou. Tato série „úkolů“ je opakována každou končetinou v navzájem obráceném čase, dokud osoba nedosáhne svého cíle cesty. Jeden sled těchto funkcí jedné dolní končetiny se nazývá krokový cyklus (Perry & Burnfield, 2010). Zkráceně může být tento cyklus popsán jako doba od dopadu pravé nohy na podložku po další došlápnutí té samé nohy na povrch. Obvykle je za začátek krokového cyklu považován okamžik, kdy pata jedné nohy dopadne na podložku, ale není to striktně dané, cyklus může být měřen od kterékoli jeho fáze (Trew & Everett, 1996). Celý krokový cyklus (Obrázek 9) zahrnuje dvojkrok a skládá se ze dvou fází – stojné (stance phase) a švihové (swing phase) (Vaughan, 1992). Stoj je fáze, ve které je chodidlo ve styku s podložkou a zaujímá při průměrné rychlosti chůze kolem 60 % cyklu. Na zbývajících 40 % připadá švih, což je doba, kdy se chodidlo nachází ve vzduchu. Konkrétně při obvyklé rychlosti chůze $1,36 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ zaujímá

stojná fáze 62 % krokového cyklu, fáze švihová pak 38 % (Perry & Burnfield, 2010). Při pomalé chůzi může stojná fáze představovat i více než 70 % krokového cyklu a švihová fáze pak méně než 30 % cyklu. S rostoucí rychlostí chůze klesá trvání stojné fáze (Trew & Everett, 1996). Vaughan (1992) dělí stojnou fázi ještě na tři samostatné fáze:

1. fáze první dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou,
2. fáze jednooporová, kdy se podložky dotýká pouze jedno chodidlo a druhé je ve vzduchu a posouvá se vpřed,
3. fáze druhé dvojí opory, kdy obě chodidla jsou opět v kontaktu s podložkou.

Jestliže v průběhu pohybu vymizí fáze dvouoporová a vyskytne se část letová (bezoporová), jedná se pak o běh (Janura, 2007).

Existuje několik členění krokového cyklu. Vaughan (1992) a Trew a Everett (1996) popisují cyklus v podstatě podobně. Stojná fáze začíná první dvojí oporou, následuje fáze jednooporová a po ní nastupuje druhá dvojí opora. Stojná fáze se dále podrobně dělí na následující části:

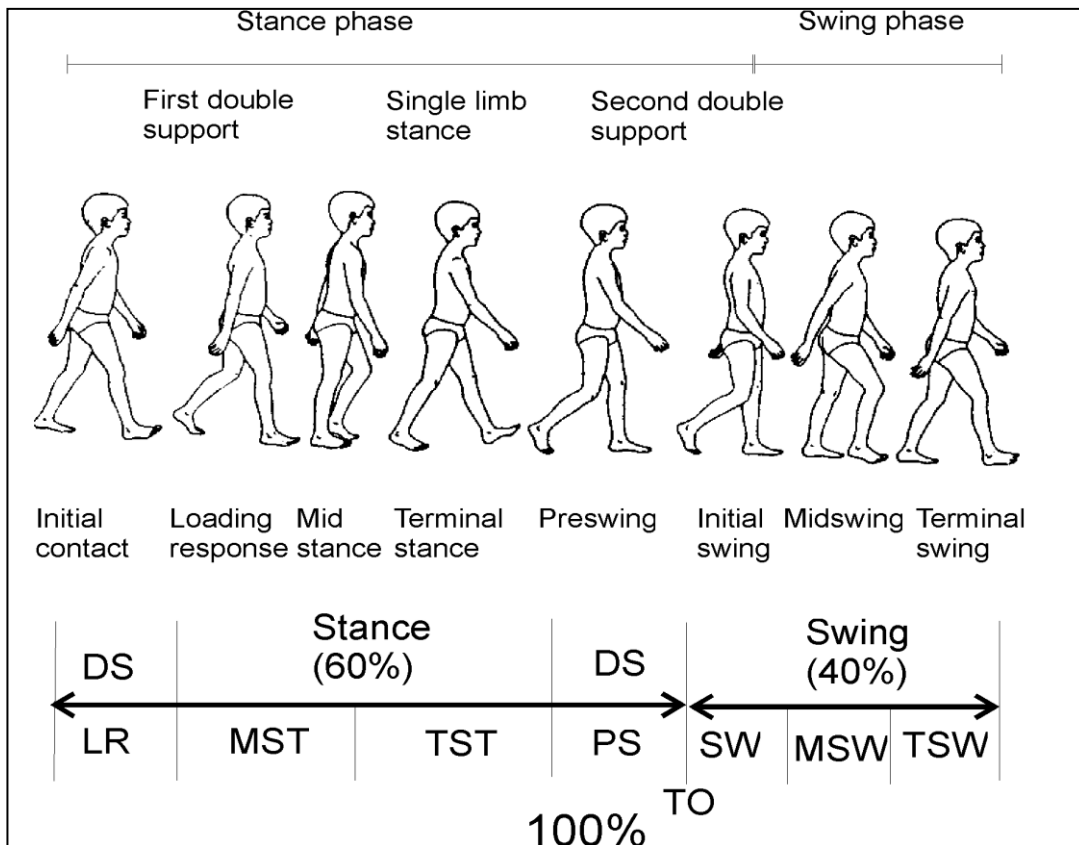
- počáteční kontakt (úder paty – „heel strike“): nastává v okamžiku, kdy se pata dotkne podložky, druhá noha je také v kontaktu s podložkou (první dvouoporová fáze); koleno je extendováno; v tomto okamžiku je těžiště těla v nejnižším bodě;
- zatěžování (celá noha na podložce – „foot flat“): probíhá zhruba do 10 % krokového cyklu (celý krokový cyklus má 100 %); je to okamžik, kdy se chodidlo dostává do plného kontaktu s podložkou a tělesná hmotnost je plně přenesena na stojnou končetinu;
- mezistoj (střední stoj – „midstance“): trvá přibližně od 10 do 30 % krokového cyklu a jedná se o fázi jednooporovou; začíná v okamžiku, kdy opačná noha opustí podložku a tělo se přenáší vpřed přes stojnou nohu; zatížení se přesouvá po chodidle do oblasti předonoží; těžiště těla se nachází ve svém nejvyšším bodě;
- konečný stoj (odlepení paty – „heel off“): probíhá od 30 do 50 % cyklu; zahrnuje druhou polovinu jednooporové fáze; začíná zdvihem paty a končí v okamžiku kontaktu paty opačné nohy s podložkou; zátěž se

přesunuje před chodidlo; odraz paty je zajištěn trojhlavým lýtkovým svalem (m. triceps surae), který způsobuje plantární flexi v kotníku;

- předšvih (odraz palce – „toe off“): zaujímá posledních 12 % stojné fáze (od 50 do 60 % celého krokového cyklu); začíná v okamžiku kontaktu plosky opačné nohy s podložkou a končí tehdy, když palec opustí podložku (začátek flexe v kloubu kolenním); předšvih ukončuje stojnou fázi a tělesná hmotnost je přenesena na druhou končetinu.

Během švihové fáze se pohybuje dolní končetina vpřed vzduchem bez kontaktu s podložkou. Vaughan (1992) a Trew a Everett (1996) dělí tuto fázi na následující části:

- počáteční švih (zrychlení – „acceleration“): probíhá od 62 do 75 % krokového cyklu; začíná v okamžiku, kdy špice nohy opouští podložku a končí dosažením maximální flexe v kolenním kloubu; síla k tomuto pohybu je generována flexory kyčle;
- mezišvih („midswing“): probíhá ve druhé třetině švihové fáze od 75 do 85 % krokového cyklu; navazuje na počáteční švih v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu a končí v okamžiku, kdy se tibie dostává do vertikálního postavení;
- konečný švih (zpomalení – „deceleration“): zaujímá konečnou část švihové fáze (od 85 do 100 % krokového cyklu); dochází k plné extenzi kolena, aktivita hamstringů a m. gluteus maximus zpomaluje pohyb stehna, stabilizuje nohu a připravuje ji na kontakt paty s podložkou.



Obrázek 9. Krokový cyklus (Vaughan, 1992).

Další členění krokového cyklu uvádějí Whittle (2007) a Perry a Burnfield (2010). Autoři dělí krokový cyklus na následující fáze:

1. počáteční kontakt (initial contact, 0 % až 2 %);
2. stádium zatěžování (loading response, 2 % až 12 %);
3. mezistoj (mid stance, 12 % až 31 %);
4. koncový stoj (terminal stance, 31 % až 50 %);
5. předšvih (pre-swing, 50 % až 62 %);
6. počáteční švih (initial swing, 62 % až 75 %);
7. mezišvih (mid swing, 75 % až 87 %);
8. koncový švih (terminal swing, 87 % až 100 %).

Gage (1991) uvádí odlišné členění krokového cyklu:

1. první fáze dvojí opory (first double support),
2. jednooporová fáze (single support),
3. druhá fáze dvojí opory (second double support),
4. počáteční švih (initial swing),

5. střed švihové fáze (mid-swing),
6. koncový švih (terminal swing).

2.6.5.1 Zapojení svalstva během krokového cyklu

Při chůzi se jednotlivé svaly rytmicky zkracují a tím se mění vzdálenost mezi jejich začátky (origo) a úpony (insertio).

Vzniká tím tah působící na kostěný segment, opírající se v kloubu o pevný oporný segment, který se však může i vůči jiným segmentům pohybovat, jako např. pánev vůči hrudníku. Přesto však zůstává pánev opornou bází pro pohyb femuru. Výsledný pohyb je díky opornému bodu otáčivý a probíhá po části oblouku cyklicky, připomíná pohyb kyvadla (Véle, 2006).

Jak krokový cyklus postupuje, stává se aktivita svalů především isometrická nebo excentrická, která představuje více energeticky výhodnější formu kontrakce. Většina svalů zodpovědných za tyto kontrakce mají vysoký podíl svalových vláken I. typu, která jsou odolná vůči únavě (Rose & Gamble, 2006).

V průběhu krokového cyklu je aktivita svalů rozdílná mezi jednotlivými lidmi, ale záleží též na zvolené rychlosti chůze (Trew & Everett, 1996).

Aktivitu svalů v průběhu krokového cyklu popisuje Trew a Everett (1996), Rose a Gamble (2006), Hamill a Knutzen (2009), Gage (1991), Weaver a Ferg (2010) a Whittle (2007):

1. Stojná fáze:

- Počáteční kontakt: v okamžiku dopadu paty na podložku je kyčelní kloub částečně flektován, avšak okamžitě se kontrahuje m. gluteus maximus a hamstringy a kyčel extendují. Umožní tak přenesení těla vpřed „přes“ nohu. Mírná aktivita m. gluteus medius et minimus stojné dolní končetiny stabilizují pánev proti váze trupu. Při kontrole končetiny během stojné fáze jsou rovněž aktivní abduktory i adduktory kyčelního kloubu. M. tensor fasciae latae pomáhá při kontrole pánve ve frontální rovině. Kolenní kloub je buď v plné extensi nebo flektován do 5°. M. quadriceps femoris excentrickou kontrakcí flektuje koleno a tato flexe pokračuje bezprostředně po fázi počátečního kontaktu. V hlezenním

kloubu je téměř plný rozsah dorsální flexe činností extensorů (především m. tibialis anterior). Noha je obvykle v mírné supinaci.

- **Zatěžování:** dochází k extenzi v kyčelním kloubu koncentrickou kontrakcí extensorů kyčle (m. vasti), koleno je však stále flektováno a působí jako pružina (zmírňuje efekt kontaktu paty s podložkou). Tato flexe je řízena excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. M. gluteus medius se kontrahuje isometricky a stabilizuje pánev ve frontální rovině. Extensory hlezenního kloubu (především m. tibialis anterior) excentrickou kontrakcí umožňují jeho plantární flexi a tím správné položení chodidla na podložku.
- **Mezistoj:** extenze v kyčelním kloubu je dosažena setrvačností a gravitací. Jakmile opačná dolní končetina prochází švihovou fází, pánev není na této straně podepřena a abduktory kyčle (zejména m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae) stojné dolní končetiny zpočátku zajišťují úroveň pánve a poté ji snižují směrem ke straně švihové končetiny pomocí excentrické kontrakce. Ustává činnost m. gluteus maximus a m. quadriceps femoris stabilizuje kolenní kloub v mírné flexi, poté jej znovu extenduje. Excentrickou kontrakcí m. soleus drží předonoží přitisknuté k podložce a zpomaluje dorsální flexi hlezenního kloubu.
- **Konečný stoj:** na začátku této fáze je těžiště v přední části stojné nohy, takže gravitační síla zvyšuje rozsah extenze kyčelního kloubu a dorsální flexe kloubu hlezenního. Jakmile je dosažena maximální dorsální flexe kotníku, pata opouští podložku a činnost flexorů hlezna (m. gastrocnemius) uděluje končetině „hnací“ sílu. Kolenní kloub je téměř v plné extenzi a kloub kyčelní v hyperextenzi, abdukci a vnější rotaci. M. gastrocnemius funguje též v kolenním kloubu, kde spolu s m. soleus předchází jeho hyperextenzi a následně jej flektuje. V této fázi dochází též k aktivaci m. tibialis posterior a mm. peroneales. Dlouhé flexory prstů stabilizují metatarsofalangeální klouby, čímž přidáním opory palce zvyšují oporu o předonoží.
- **Předšvih:** v této fázi již nejsou aktivní flexory hlezenního kloubu a flexory kloubu kyčelního (m. iliopsoas a m. rectus femoris) koncentrickou kontrakcí zvedají dolní končetinu a posunují ji vpřed. Oba svaly ještě

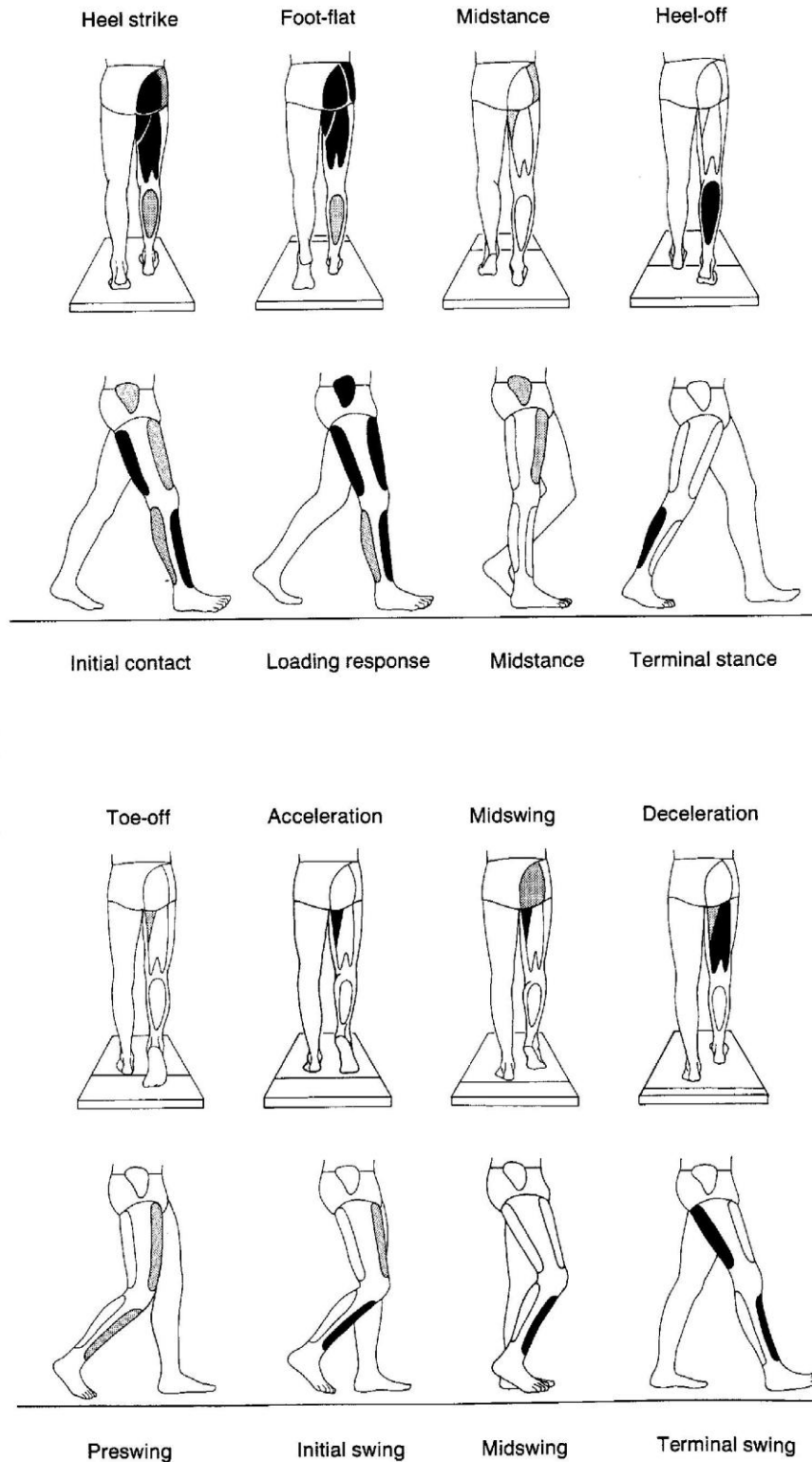
s m. adductor longus zajišťují flexi kyčle. M. gastrocnemius odemyká koleno a umožňuje jeho flexi. Začíná aktivita m. tibialis anterior, aby se hlezenní kloub během švihové fáze vrátil do neutrální pozice či do dorsální flexe.

2. Švihová fáze:

- Počáteční švih: flexory kyčelního kloubu (m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius a m. gracilis) zajišťují flexi kyčle. Krátká hlava m. biceps femoris zvyšuje flexi kolenního kloubu při pomalé chůzi. M. tibialis anterior a dlouhé flexory prstů pracují koncentricky jako dorsální flexory a zvedají nohu z plantární flexe.
- Mezišvih: v této fázi se dolní končetina chová jako pasivní kyvadlo, tudíž je k pohybu zapotřebí velmi málo svalů. Pokračuje flexe kolenního a kyčelního kloubu k udržení nohy v dostatečné výšce nad podložkou (aby nedocházelo k „zakopávání“ o palec). M. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení a zabraňuje poklesu nohy.
- Konečný švih: zpočátku pokračuje flexe kyčelního kloubu, ale hamstringy excentrickou kontrakcí zpomalují pohyb v kyčli. Flexory kyčelního kloubu již nejsou obvykle aktivní. M. quadriceps femoris napomáhá extenzi kolenního kloubu a napíná tím dolní končetinu před stojnou fází. M. tibialis anterior stabilizuje hlezenní kloub v neutrální pozici jako prevence před poklesem nohy a udržuje patu ve správné poloze pro počáteční kontakt. Hamstringy a m. gluteus maximus zpomalují celou dolní končetinu, aby nedošlo k prudké hyperextenzi kolene. Jakmile je pata v kontaktu s podložkou, začíná nový krokový cyklus.

Vaughan (1992) uvádí sedm hlavních svalových skupin zapojujících se v krokovém cyklu (Obrázek 10):

1. m. gluteus maximus,
2. m. gluteus medius,
3. m. adductor magnus,
4. m. quadriceps femoris,
5. hamstringy,
6. m. triceps surae,
7. m. tibialis anterior.



Obrázek 10. Zapojení sedmi hlavních svalů v krokovém cyklu (Vaughan, 1991).
Černá barva – velmi aktivní, tečkovaně – středně aktivní, bílá barva – nečinný.

2.6.5.2 Pohyb trupu, ramenního pletence a horních končetin během krokového cyklu

Při popisu krokového cyklu je téměř v každé literatuře uvedena pouze práce dolních končetin. Nezbytnou součástí chůze je však i horní část těla – trup a horní končetiny. Lze chodit s minimálním pohybem trupu a nezapojovat horní končetiny, ale chůze je pak nepříjemná a únavná. Proto považuji za vhodné zde zmínit i pohyb horní části těla.

Whittle (2007) popisuje horní polovinu těla během krokového cyklu následovně:

Ve fázi počátečního kontaktu je trup zhruba o polovinu délky dvojkroku za vedoucí (pravou) dolní končetinou. Ve směru ze strany na stranu trup křížuje střední osu směru pohybu – pohybuje se doprava, jakmile se vedoucí noha dostane do kontaktu s podložkou. Levé rameno a pravá strana pánve v této fázi dosahují nejvíce dopředu z celého krokového cyklu a levá horní končetina je taktéž nejvíc předsunutá.

Během fáze zatěžování je trup v nejnižší vertikální poloze z celého krokového cyklu a jeho rychlost dosahuje v této části cyklu naopak nejvyšší hodnoty. Trup pokračuje ve svém pohybu laterálně směrem k pravé noze. Horní končetiny dosahující svého maxima dopředu (levá) a dozadu (pravá) se začínají vracet zpět.

Ve fázi mezistoje se trup dostává do svého nejvyššího postavení a zpomaluje svůj dopředný pohyb. Také se dostává do své nejvíce laterální pozice, směrem ke stojné (pravé) dolní končetině. Horní končetiny se míjí a sledují pohyb opačné dolní končetiny. Ramenní pletenec a pánev se dostávají do neutrální pozice před otočením na druhou stranu.

Se zvednutím paty z podložky klesá trup ze svého nejvyššího postavení, kterého dosáhl během mezistoje. Laterální vychýlení trupu přes stojnou (pravou) dolní končetinu se zmenšuje. V okamžiku, kdy se pravá kyčel extenduje a dolní končetina se pohybuje vzad, pravá strana pánve se otočí taktéž dozadu a práva horní končetina a ramenní pletenec se pohybují vpřed.

Ve fázi předšvihů se ramena, horní končetiny a trup začínají dostávat z extrémní rotace do neutrálního postavení v okamžiku, kdy trup získá výšku a vpřed se pohybuje nová (levá) stojná dolní končetina.

V počátečním švihu, když je přenášena dolní končetina vedle té stojné, je trup ve svém nejvyšším bodě a je maximálně vybočen přes stojnou (levou) dolní končetinu. Horní končetiny jsou navzájem ve stejné pozici, levá směřuje dopředu, pravá dozadu.

V časovém úseku mezi fázemi mezišvihu a konečného švihu je tibie švihové (pravé) dolní končetiny ve vertikálním postavení. Trup začíná ztrácet vertikální výšku a pohybuje se ze svého maxima vychýlení nad stojnou (levou) končetinou zpátky směrem ke střední linii. Levá horní končetina je před pravou a pravá strana pánve se nachází poněkud více ve předu než strana levá.

2.6.6 Typy chůze

Každý člověk se liší od jiných lidí svou chůzí. Existence velké variability anatomicko-morfologických struktur každého jedince a jedinečnosti v individuálním ontogenetickém vývoji podmiňuje široké spektrum různých kvalit a stereotypů chůze.

Kolář (2009) popisuje typy chůze podle V. Jandy:

- Proximální (kyčelní) – hlavní pohyb dolních končetin je uskutečňován v kyčelních kloubech a dochází k malému odvinování chodidla; dominantními svalovými skupinami jsou flexory kyčelního kloubu, které nezřídka bývají přetížené až zkrácené.
- Akrální – zde se vyskytuje výrazné odvinování chodidla a zvětšená plantární flexe nohy v průběhu konečné stojné fáze krokového cyklu; hlavní svalovou skupinou jsou plantární flexory nohy a prstů; pohyb v kyčli je minimální a posun těžiště těla ve vertikálním směru je zřetelně větší.
- Peroneální – charakteristickým znakem této chůze je výraznější flexe v kolenním kloubu, vnitřní rotace v kloubu kyčelním a everze nohy.

Další rozdělení chůze může být podle postavení špiček nohou (Riegerová, 2012):

- Chůze špičkami přímo dopředu – tato chůze je z anatomické pohledu nejvýhodnější pro správné odvíjení nohy od podložky. Činnost svalů

dolních končetin je u tohoto typu chůze nejrovnoměrnější, tudíž je tento typ chůze ekonomický a málo únavný.

- Chůze se špičkami odkloněnými od osy nejvíce do 30 stupňů – považuje se za chůzi estetickou a z anatomického hlediska ještě za chůzi normální.
- Chůze se špičkami vzdálenými od sebe více než 30 stupňů – tato chůze je anatomicky špatná, velmi neekonomická a únavná; je typická pro plochovbočenou nohu; jelikož je tento typ chůze nesprávný, může způsobit i deformace různých částí nohy, především palce, který se při tomto způsobu chůze odráží od podložky vnitřní hranou a vbočuje se.
- Chůze špičkami dovnitř – tento typ chůze se vyskytuje často u dětí a chrání tím vnitřní podélnou klenbu nožní proti poklesu u malých dětí, které mají nedostatečně vyvinuté svalstvo a valgózní patu; hmotnost se přenáší na zevní okraj nohou a vnitřní část tak není přetěžována; když svalstvo zesílí (někdy až v pubertě), tento typ chůze se změní na anatomicky správný se špičkami a patami stejně vzdálenými od osy.
- Indiánská chůze – je umělým typem chůze, při kterém našlapují nohy v jedné přímce; vyskytuje se u vytrvalostních chodců, neboť je tato chůze velmi ekonomická; většinou se nevyskytuje u mužů pro jejich méně pohyblivé kyčelní klouby (ve srovnání s ženami).

2.6.7 Fyziologie chůze

„Chůze je nejlepší lék pro člověka“

(Hippokrates, in Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008).

Chůze je nejpřirozenějším pohybem člověka. Může mít formu sportovní i rekreační.

Energetické nároky na chůzi se pohybují v různém rozpětí. Záleží na hmotnosti jedince, rychlosti chůze, typu povrchu terénu a sklonu. Energetický výdej nejprve stoupá lineárně se zvyšující se rychlostí a hmotností, při vyšších rychlostech je však růst výdeje energie strmější, chůze se v tomto okamžiku stává méně ekonomickou (Máček & Máčková, 2002).

Při normální chůzi z kopce se energetický výdej snižuje přibližně o 25 % proti rovině, naopak při chůzi do kopce stoupá asi v podobném rozmezí. Množství spotřebované energie závisí také na charakteru povrchu, po kterém se pohybujeme. Jestliže chůze po trávě je téměř bezodporová, pak chůze po zoraném poli je 1,5krát náročnější, v tvrdém sněhu 1,6krát, po písku 1,8krát a po hlubokém a měkkém sněhu je náročnost větší až 3krát. Chůze do schodů má jeden z největších energetických výdajů (Máček & Máčková, 2002). Åstrand, Rodahl, Dahl a Strømme (2003) uvádí konkrétní hodnoty, o kolik se zvyšuje energetický výdej při chůzi v určitém terénu. Na asfaltové silnici je výdej 23 kJ (5,5 kcal)·min⁻¹ a na zoraném poli 31 kJ (7,5 kcal)·min⁻¹, obě hodnoty se vztahují na jedince vážícího 70 kg a jdoucí rychlostí cca 5,5 km·h⁻¹. Jestliže jde člověk rychlostí vyšší než 3 km·h⁻¹, pak energetický výdej lokomoce na jednotku vzdálenosti je přibližně 1,8krát vyšší v písku než na pevném povrchu. Při chůzi do schodů pak může výdej energie stoupnout až na 42 kJ (10 kcal)·min⁻¹ (u jedince vážícího 75 kg).

Nároky na energii závisejí taktéž na nesené zátěži. Náročnější je nést ji na nohou (např. v podobě těžkých bot) nebo fixovanou v oblasti kloubů, než je-li nesená na trupu. Stejná zátěž zvyšuje výdej o 8 %, pokud je nesená na dolních končetinách a jen o 1,4 %, je-li na trupu. Každých 100 g na nohou navíc zvyšuje energetický výdej o 1 % (Máček & Máčková, 2002).

Konkrétní průměrné hodnoty energetického výdeje při chůzi v kJ za 1 hodinu dle Sovové, Zapletalové a Cyprianové (2008):

- chůze bez holí (4km/h): 800 – 1000
- chůze bez holí (6km/h): 1000 – 1500
- nordická chůze: 1600 – 2000
- chůze do schodů: 1900 – 2100.

Energetický výdej může být měřen také přímo z množství spotřebovaného kyslíku (VO₂) během pohybové aktivity (Kirtley, 2006; Whittle, 2007). Podle Kirtleyho (2006) je při normální chůzi spotřeba kyslíku okolo 14 ml·kg⁻¹·min⁻¹, v přepočtu na wattly 5 W·kg⁻¹, tj. zhruba 350 W pro 70kg dospělého.

Z údajů výše vyplývá, že energetický požadavek chůze lze vyjádřit dvěma způsoby:

1. Energetická spotřeba vztažená na jednotku času – následující rovnice vyjadřuje vztah mezi rychlostí chůze a spotřebou energie za časovou jednotku:

$$E_w = 2,23 + 1,26 \cdot v^2,$$

kde E_w je spotřeba energie ve wattech na kilogram tělesné hmotnosti a v je rychlost v $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$. Z rovnice vyplývá, že energetický výdej roste přímo úměrně se čtvercem rychlosti chůze (Whittle, 2007).

2. Energetická spotřeba vztažená na jednotku překonané vzdálenosti – opět má vztah k rychlosti chůze. Velmi pomalá i velmi rychlá chůze spotřebovává více energie na metr než chůze při střední rychlosti. Tento vztah vyjadřuje následující rovnice:

$$E_m = 2,23/v + 1,26 \cdot v,$$

kde E_m je spotřeba energie v joulech na metr na kilogram tělesné hmotnosti a v je rychlost v $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$. Podle této rovnice je nejnižší energetická spotřeba při rychlosti chůze $1,33 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. 70kg jedinec pohybující se touto rychlostí spotřebuje 235 J na metr (235 kJ na km). Rovnice uvedená výše však podává jen průměrné hodnoty pro dospělého jedince, které mohou být ovlivněny věkem, pohlavím, povrchem, po kterém se pohybuje, typem obuvi a dalšími faktory. Zvýšený energetický výdej je pak charakteristický pro patologickou chůzi (Whittle, 2007).

2.6.8 Zdravotní rizika chůze

Chůze má spoustu pozitivních účinků na lidské tělo. Může však způsobit i menší zdravotní problémy, které zneprůjemní tuto pohybovou aktivitu.

U obézních lidí způsobují nepříjemnosti pocení a opruzeniny vznikající v místech, kde na sebe naléhají protilehlé vrstvy kůže (zejména v hýždě a štěrbíně a mezi stehny). Další komplikací u těchto jedinců je přetížení kloubů

(zejména kolenních a hlezenních) s možností vzniku artróz. Doporučuje se proto chůze po měkkém terénu (Daněk, 1989).

U všech jedinců může dojít ke vzniku makro- nebo mikrotraumat. Makrotraumata jsou na první pohled patrné úrazy. Může jít o rány či velké plošné oděrky, dále o podvrtnutí kloubu s následným krevním výronem do jeho štěrbiny nebo se mohou vyskytovat zlomeniny kostí. Častěji se však vyskytují mikrotraumata. Jsou to drobná, téměř nebolestivá poranění kloubů, šlach a kostí, která ale danou tkáň poškozují. Pokud je přesažena mez únosnosti dané tkáně k přílišnému zatížení, může zde vzniknout zánět (Daněk, 1989).

Mezi další nepříjemné následky chůze uvádí Sovová, Zapletalová a Cyprianová (2008) poranění spojená se špatnou obuví – puchýře, otlaky a krví podlité nehty. Téměř do konce 19. století se vyráběla obuv bez rozlišení pro pravou a levou nohu. Poté se již boty stranově rozdělily, ale stále nebyly pohodlné a způsobovaly zdravotní komplikace, neboť se k jejich výrobě používala nepoddajná kůže (Daněk, 1989). Dnes se vyrábí obuv kvalitnější, specializovaná pro sport. Je však potřeba zvolit správnou velikost, přizpůsobit obuv terénu, počasí a tvaru chodidla (Sovová et al., 2008). Vystrčilová a Kračmar (2007) však upozorňují na nebezpečí bot. Aktivita drobných, ale důležitých svalů nohy je v botách velmi nízká. Tyto svaly hrají roli v přilnutí nohy k podkladu a jeho „uchopení“. To však nepřichází při chůzi v botách tolik v úvahu. A to tím méně, čím je podešev tužší. Obuv nám sice chrání plosku nohy před poškozením, ale zároveň potlačuje činnost svalů nohy a snižuje i pohyblivost nožní klenby. Toto se uplatňuje zvláště u dětí, kdy noha ještě roste a klenba se vyvíjí. Problémy ale neřeší ani ortopedická obuv, která bere noze příležitost, aby se aktivně podílela na chůzi. Podobně ne úplně vhodným řešením je celodenní nošení měkké a pružné sportovní obuvi, která noze na jedné straně uleví, ale na druhé ji podporuje v její inaktivitě. Tato sportovní obuv je vhodná pouze pro sport.

Lépe je však úrazům a poraněním předcházet, než řešit jejich příčinu. Vhodné je poradit se s lékařem, pokud má jedinec zdravotní omezení, nepřetěžovat organismus a nepřeceňovat vlastní síly, dodržovat pitný režim a zásady optimální pohybové aktivity (Sovová, Zapletalová & Cyprianová, 2008).

2.7 Severská chůze

Chůze je jeden z nejpřirozenějších lidských pohybových stereotypů. Modifikací jednoduché chůze vznikla pohybová aktivita nordic walking, v českém překladu nordická chůze, spíše se však používá termínů severská chůze či chůze s holemi. Podstatou tohoto sportu je chůze se speciálně upravenými chodeckými holemi. Severská chůze se v posledních letech stala velmi oblíbená nejen mezi rekreačními sportovci, ale také mezi sportovci trénovanými jako doplňková aktivita ve sportovní přípravě. Je také využívána lékaři k rehabilitačním účelům. Pro variabilitu v intenzitě zatížení při této aktivitě ji lze doporučit téměř pro každého. Jak pro trénované, tak pro kardiaky či lidi trpící nadváhou a dalšími zdravotními komplikacemi (Škopek, 2010).

2.7.1 Historie severské chůze

Chůze s holemi je známa již z dávných dob, kdy lidé chodili s dřevěnými holemi či tyčemi uřezanými ze stromů. Možná jeden z nejstarších „chodců“, jehož obraz se nám dochoval, je tzv. The Long Man of Wilmington (v českém překladu Dlouhý muž z Wilmingtonu). Jedná se o obrovskou figuru vysokou 70 metrů, vytesanou do vápence v hrabství Sussex v jižní Anglii přibližně v polovině 16. století (Obrázek 11). V každé ruce drží jednu chodeckou hůl (Downer, 2006).



Obrázek 11. The Long Man of Wilmington

(<http://www.nordicwalkingtime.it/news/gia-da-diversi-secoli-luomo-pratica-il-nordic-walking>, 2007).

Počátky nordické chůze spadají do 30. let 20. století a jsou spojovány s Finskem (odtud také tento název nebo pojmenování severská chůze). Původně se chůze s holemi používala jako metoda letní přípravy finských běžců na lyžích k udržení koordinace a síly horních končetin a trupu (Škopek, 2010).

První zdokumentovaná chůze s tehdy ještě lyžařskými holemi mimo soutěžní sportovní trénink spadá do roku 1966. V tomto roce začala učitelka tělesné výchovy Leena Jääskeläinen v Helsinkách zařazovat tento typ chůze do svých hodin. Zrodila se tak myšlenka používat hole k běžným procházkám a prosazovat severskou chůzi jako fyzickou aktivitu vhodnou pro každého (INWA, 2010).

V letech 1968-1971 Leena Jääskeläinen, již jako profesorka na univerzitě Jyväskylä na Fakultě tělesné výchovy a sportovních věd, používala ve svých hodinách tělesné výchovy chůzi s holemi, různá cvičení s těmito pomůckami atd. V letech 1973-1991 Leena Jääskeläinen jako hlavní inspektorka Ministerstva školství zavedla chůzi s holemi mezi „Nové nápady pro tělesnou výchovu ve školách“. Také byl odvysílán rozhovor s touto ženou na národním televizním kanále MTV3, kde byla představena i demonstrace severské chůze studenty školy Myyrmäki v Helsinkách. V roce 1987 proběhla první prezentace chůze s holemi na veřejné akci. Opět za tím stála Leena Jääskeläinen, která nordickou chůzi představila na akci Finlandia kävely (Finlandia Walk) konané v Tampere. V témže roce prohlásila o chůzi s holemi: „To bude sport budoucnosti.“ (INWA, 2010).

K většímu rozvoji severské chůze došlo v roce 1988 díky Tulko Jantunena, který uspořádal 5. ledna první závod v tomto sportu (Obrázek 12). Původně však měl být na lyžích, ale kvůli nedostatku sněhu byli závodníci přemluveni, aby šli pouze s holemi bez lyží (Škopek, 2010).



Obrázek 12. První závod v severské chůzi (http://inwa-nordicwalking.com/index.php?option=com_content&view=article&id=57&Itemid=114, 2010).

V 90. letech Jantunena a jeho kolegové představili nordickou chůzi na setkání sportovních firem (Škopek, 2010). Také byl tento nový sport ukázán zaměstnancům ministerstva zdravotnictví a sociálních věcí a ministerstva školství. Stále se používaly hole patřící k běžeckým lyžím. Čím dál větší oblíbenost severské chůze vedla k rozvoji laboratorního testování účinků tohoto sportu na lidský organismus (Suomen Latu, 2012). Začaly vycházet také první články o severské chůzi.

O severské chůzi se také v 90. letech začalo psát ve Spojených státech amerických, kde byly užívány názvy Excerstriding, Polestriding exercise, Power walk nebo Power poles (Stejskal & Vystrčil, 2005).

V roce 1996 se sešla finská sportovní instituce Suomen Latu (Centrální asociace rekreačního sportu a outdoorových aktivit) s firmou Exel vyrábějící hole, aby se dohodli na budoucnosti severské chůze. Byly tak položeny základy pro rozvoj techniky, výzbroje, metod tréninku apod. V roce 1997 byl poprvé uveřejněn mezinárodní název Nordic walking. Také byl vyroben nový typ holí speciálně upravených k severské chůzi, které byly dále zdokonalovány. Zároveň se spustila reklamní kampaň, jejímž cílem bylo informovat širokou veřejnost o tomto sportu. Zájem lidí o severskou chůzi rapidně vzrostl (Suomen Latu, 2012).

V roce 1998 organizace Suomen Latu uspořádala vzdělávací kurs pro instruktory. Firma Exel byla stále jediným výrobcem holí (Suomen Latu, 2012). Také vzniklo první tréninkové centrum severské chůze, a to v Helsinkách (INWA, 2010).

V roce 2000 byla založena Mezinárodní asociace Nordic walking (INWA – International Nordic Walking Association). Zakládajícími státy byly Finsko, Německo a Rakousko. O dva roky později se k těmto zemím připojila i Francie, USA, Japonsko, Švýcarsko a Nový Zéland. V té době na světě provozovalo severskou chůzi okolo 700 až 800 tisíc lidí. V roce 2006 to bylo již zhruba 7 miliónů „nordických chodců“. Dnes má INWA 24 oficiálních členských zemí a další státy s touto organizací spolupracují. V roce 2002 začaly další firmy vyrábět hole určené k severské chůzi (Suomen Latu, 2012).

V říjnu roku 2003 byla v České republice založena Česká asociace Nordic Walking (ČANW) kladoucí si za cíl rozšířit severskou chůzi mezi širokou veřejnost, seznámit s tímto novým druhem sportu již aktivní sportovce a pomocí Nordic Walking center zprostředkovat lidem pohyb v přírodě po celý rok (Česká asociace Nordic Walking, 2012).

V roce 2005 byl zaveden ve Finsku Národní týden nordické chůze (Suomen Latu, 2012).

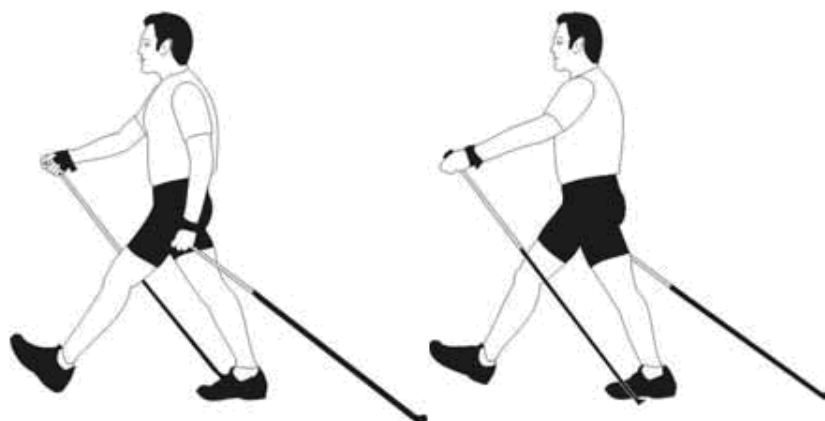
V roce 2010 byla severská chůze provozována ve více než 40 zemích a věnovalo se jí pravidelně přibližně 10 miliónů lidí po celém světě. Stále se tento sport rozvíjí a nachází si další příznivce nejen mezi lidmi provozující pohybovou aktivitu minimálně, ale i mezi aktivními sportovci jako doplněk tréninku (INWA, 2010).

2.7.2 Technika severské chůze

Chůze s holemi není náročnou pohybovou aktivitou, má však jistou techniku, kterou by se měl každý „chodec“ naučit.

Dýrová, Lepková a kolektiv (2008) uvádí, že při chůzi se pravidelně střídají levá dolní končetina vpřed s pravou horní končetinou vpřed a zase naopak (Obrázek 13). Jde o pohyb střídavý nebo-li křížmochodný. Zapíchnutí holí a odraz z palce chodidla se odehrává téměř současně. V této dvouoporové fázi je hmotnost těla rozložena nerovnoměrně mezi dolní končetinu a hůl (respektive horní končetinu). Trup směřuje do mírného předklonu. Hrot hole se zapichuje přibližně v úrovni paty chodidla „přední“ dolní končetiny či mírně za ni. Ve stejném okamžiku je druhá horní končetina zapažená a propnutá v lokti a dokončuje odpich. Střídavý pohyb horních končetin tedy začíná za tělem při

propnutém lokti. Po odpíchnutí se horní končetina pohybuje dopředu a nahoru a postupně dochází v lokti k flexi až do fáze opory o hůl. Po celou dobu pevně svírá ruka pomocí prstů rukojeť hole. Následně se horní končetina pohybuje zpět za tělo až do extenze v loketním kloubu, kdy se dlaň otevírá a odrazová síla je přenášena přes poutko hole. Ruce obou horních končetin se míjejí mírně před tělem. Po dokončení kroku a odpichu se celý cyklus opakuje v obráceném pořadí.



Obrázek 13. Technika nordické chůze

(http://feetfirstfitness.com/article_info.php?articles_id=23, 2011).

Z hlediska plynulosti pohybu je důležité vzpřímené držení těla (mírný předklon) s krkem a hlavou v přirozeném prodloužení osy těla. Použitím holí je umožněno prodloužení kroku, které však nesmí být provázeno hyperextenzí kolene. To pak vede k přetížení přední části kloubu, a proto by při dopadu paty na podložku měl být kolenní kloub v mírné přirozené flexi. Podobný problém může postihnout i páteř, zejména na přechodu hrudní a bederní části, při nadměrné rotaci pánve vzhledem k fixovaným ramenním pletencům. Při opačné rotaci ramen a pánve (Obrázek 14) se střed rotačních pohybů oproti běžné chůzi posunuje více kraniálně a těžiště těla se mírně snižuje (Vařeka, Hak & Vařeková, 2002; see also Stejskal & Vystrčil, 2005).

Neméně důležitým prvkem je při severské chůzi sklon holí. Horní konec držení v ruce musí být vždy vepředu vzhledem k dolnímu konci držení vzad. Hole by tedy po celou dobu chůze měly směřovat zepředu shora dozadu

dolů, během krokového cyklu se mění pouze jejich úhel sklonu (Vařeka, Hak & Vařeková, 2002).

Podle Kovařovice, Kardy a Holečka (2011) tkví princip správného provádění severské chůze v práci paží. K tomu jsou důležitá speciální poutka na holích, díky kterým nemusí být ruce celou dobu chůze sevřené a dokonce je nutné je znovu otevírat. Zabraňuje se tím přetažení svalů horní končetiny. Schmidt, Winski a Helmkamp (2005/2010) popisují techniku správného otevírání a zavírání ruky. Při zapíchnutí hole ruka volně svírá rukojeť. Jen tak je možno se dostatečně odrazit a posunout tělo vpřed. Tím se síla přenese na poutko. Aby se umožnilo naprosté protažení paže, ruka se automaticky otevře, přičemž poutka stále přidržují hůl na zápěstí. Paže směřuje podél těla vpřed, ruka zůstává otevřená. Teprve při dalším doteku hole s podložkou ruka opět sevře rukojeť.



Obrázek 14. Rotace ramen a trupu při nordické chůzi
(<http://medininca.blogspot.com/2007/07/nordic-walking-technica-base.html>, 2007).

2.7.2.1 Technika severské chůze do kopce

Během chůze do kopce je intenzita a dynamika pohybu větší. Trup je více v předklonu oproti chůzi po rovině, kroky jsou kratší, více se do pohybu zapojují svaly horní poloviny těla a intenzivněji pracují i svaly zadní strany stehna a lýtko. Správné používání holí umožňuje prodloužit krok během stoupání a

současně tak odlehčuje dolním končetinám. Chůze do mírného kopce je výborným nácvikem správného používání holí pro začátečníky, neboť jim umožňuje lepší pochopení podstaty pohybu (Škopek, 2010; see also Mira, 2008).

2.7.2.2 Technika severské chůze z kopce

Při chůzi z kopce je intenzita i dynamika pohybu nižší, kroky jsou výrazně kratší a těžiště těla se nachází níže. Kolena jsou po celou dobu chůze v pokrčení, chodidla jsou neustále v kontaktu s podložkou celou plochou podrážky a zpomalují tak dopředný pohyb těla. Oproti chůzi po rovině nebo do kopce je odpichování hůlek od podkladu méně výrazné. Důležité je přenést část hmotnosti na hůlku, odlehčí se tím kloubům dolních končetin. Je však třeba dát si pozor na přenášení hrotů holí před tělo, zvyšuje se tím nebezpečí úrazu a zároveň se snižuje efektivita pohybu (Škopek, 2010; see also Mira, 2008).

2.7.3 Nejčastější chyby při severské chůzi

Nejčastější chyby při chůzi s holemi podle Miry (2008) a Vařeky, Haka a Vařekové (2002):

- Chybná koordinace horních a dolních končetin v „křížmochodném“ vzoru.
- Nenapřímené držení trupu (hrudní kyfóza, hlava v předklonu nebo v přesunu mezi rameny).
- Trup v přehnaně přímém (vertikálním) postavení.
- Směřování dolního konce holí vpřed a odraz z hole před tělem.
- Pevné držení hole celou dlaní při přenosu vpřed.
- Přehnané až křečovitě držení rukojeti hole.
- Nesprávné navlečení řemínků.
- Paže příliš blízko u těla.
- Zapomínání na odraz „z hole“ zadní ruky.
- Příliš dlouhé kroky a napjaté ruce (chůze jako „robot“).
- Příliš dlouhé hole, nepružící materiál, ocelové hroty použité na tvrdém povrchu.

- Nevhodná obuv.
- Nevěnování pozornosti zahřívacímu a protahovacímu cvičení.
- Chůze s holemi bez jejich využití.

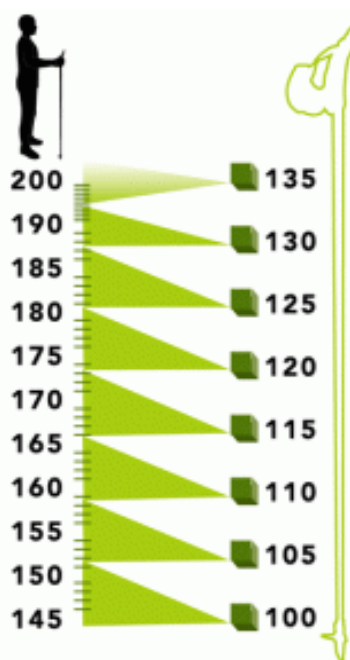
2.7.4 Hole pro severskou chůzi

Výběr vhodných holí pro nordickou chůzi zabezpečí komfort při chůzi a efektivitu pohybu. Častou chybou je zaměňování holí pro severskou chůzi s holemi určenými k turistice (trekové). Existuje mezi nimi podobnost, ale účel a použití se poněkud liší. Hole trekingové mají spíše funkci oporovou pro snadnější pohyb v terénu a lepší udržování stability. Jsou robustnější, pevnější, tužší a těžší než hole pro nordickou chůzi, mohou být odpružené, mají mohutný grip (rukojeť) a bývají teleskopické. Naproti tomu hole pro severskou chůzi jsou celé pevné, lehké a se speciálně tvarovanými gripy z korku či umělé hmoty (Škopek, 2010). Mají také nastavitelná poutka pro efektivnější pohyb a koncové hroty opatřeny gumovou botičkou, kterou lze odejmout pro chůzi v měkkém terénu (Dýrová, Lepková a kol., 2008). Schmidt, Winski a Helmkamp (2010) uvádí materiály, ze kterých se hole pro nordickou chůzi vyrábí. Jedním z nich je hliník, který se však může snadno ohnout a navíc přenáší zatěžující vibrace na zápěstí, loketní a ramenní kloub. Dalším materiálem může být směs karbonu a sklolaminátu vyznačující se větší pevností a větší odolností vůči vibracím. Nejlehčí a nejpevnější jsou podle autorů hole z karbonu, které téměř nevibrují. Siemieńczuk a Drąg (2010) konstatují, že čím více uhlíkových vláken hole obsahují, tím jsou lehčí, pevnější, pružnější a lépe absorbují vibrace při chůzi. Naproti tomu více vláken skelných znamená, že hole jsou těžší a křehčí, tudíž náchylnější k poškození.

Nejdůležitějším prvkem pro výběr holí je jejich délka (Obrázek 15). Existují dva způsoby, jak si vybrat ty nevhodnější. První je spíše teoretický. Škopek (2010) uvádí jako základní vzorec pro výpočet vhodné výšky holí násobek tělesné výšky a čísla 0,7 s tolerancí ± 5 cm. Záleží podle něj také na výkonnosti jedince. Pro začátečníka je vhodnější kratší hůl. Např. měří-li jedinec 180 cm, vynásobí toto číslo číslem 0,7 a vyjde mu hodnota 126 cm. V tomto případě je vhodné zvolit hole vysoké 125 cm. Hole se vyrábějí nejčastěji v délkách 100 až 145 cm (délka se vždy zvyšuje po pěti centimetrech) nebo mohou být

teleskopické. Dýrová et al. (2007) a Siemieńczuk a Drąg (2010) uvádí místo koeficientu 0,7 hodnotu 0,68.

Druhý způsob volby délky holí je praktický. Podle Dýrové, Lepkové a kol. (2008) by při opřené a zapíchnuté svíslé holi a při sevření rukojeti měl být úhel v loketním kloubu přibližně 90°. Škopek (2010) uvádí úhel o něco větší než 90°, Mommertová-Jauchová (2009) zase doporučuje úhel o něco menší (asi o 5 cm) než 90°.



Obrázek 15. Správná délka holí podle výšky postavy (<http://www.barefootstudio.co.uk/the-long-and-the-short-of-it-nordic-walking-pole-length/>).

Existují dva typy holí pro severskou chůzi – hole o stálé délce a teleskopické (nastavitelné) hole. Při výběru typu hole by mělo být zvaženo, zda budou užívány dospělým jedincem nebo dítětem, které ještě roste, zda budou sloužit celé rodině nebo pouze jedné sobě a zda se budou přenášet v batohu. Hole o stálé délce mají výhodu v tom, že mají delší životnost, větší pevnost a pružnost a nehrozí u nich samovolné poskládání se během chůze. Naopak jejich nevýhoda spočívá v nemožnosti nastavení optimální délky a nevýhodného transportu například v batohu. I hole teleskopické mají svá pro a proti. Jejich výhoda je v možnosti změny délky v závislosti na osobě, která je momentálně

užívá a vzhledem k terénu, další výhodou je snadná přeprava a vhodnost pro horské stezky i cestování. Nevýhoda tkví ve větší náchylnosti k poškození a v riziku samovolného se složení během chůze (Siemieńczuk & Drag, 2010).



Obrázek 16. Popis holí pro severskou chůzi (Siemieńczuk & Drog, 2010).

Správný výběr výšky holí ovlivňuje také terén, ve kterém se bude jedinec pohybovat, jeho kloubní pohyblivost, proporce končetin a celková zdatnost (Škopek, 2010).

Hansen a Smith (2009) provedli výzkum vlivu délky holí na energetický výdej a komfort během nordické chůze. Testování se zúčastnilo 12 probandů (11 žen a 1 muž) s průměrnou výškou $171,5 \pm 1,5$ cm, váhou $67,0 \pm 2,7$ kg, věkem $50,6 \pm 2,4$ let a VO_{2max} $43,4 \pm 2,8$ ml·kg⁻¹·min⁻¹. Výzkum byl prováděn na rovině, se stoupáním a s klesáním 12 %. Na každém typu byla uskutečněna 3 měření – s ideální délkou holí, s kratší délkou holí o 7,5 cm a bez holí. Ze závěrů vyplývá, že délka holí kolísající v rozmezí 7,5 cm oproti ideální délce nemá na komfort při severské chůzi výrazný vliv a energetický výdej je větší o 3 % u chůze s kratšími holemi při stoupání. Energetická spotřeba při severské chůzi je až o 67 % větší ve srovnání s běžnou chůzí.

2.7.5 Pozitivní vliv severské chůze na lidské tělo

Nordická chůze je moderní a komplexní metoda tréninku celého těla. Nabízí mnoho různých pozitivních účinků bez ohledu na tréninkovou úroveň, věk a zkušenosti. Severskou chůzi lze provozovat téměř v jakémkoliv terénu a ročním období a lze tímto sportem trénovat jak vytrvalost, tak zároveň i silové schopnosti (Nottingham & Jurasin, 2010).

Podle Vařeky, Haka a Vařekové (2002) patří mezi hlavní přednosti severské chůze efektivní trénink kardiopulmonálního systému. Podle intenzity zátěže je tepová frekvence při chůzi s holemi až o 40 až 50 % vyšší než při běžné chůzi. To zintenzivňuje metabolismus a napomáhá tak redukci hmotnosti. Downer (2006) uvádí, že se při severské chůzi spaluje až o 46 % více energie (v závislosti na intenzitě prováděného pohybu) než při chůzi bez holí. Nottingham a Jurasin (2010) vysvětlují tento nárůst spotřebované energie zapojením většího množství svalových skupin. Podle Downera (2006) se při nordické chůzi zapojuje přibližně 90 % všech svalů v těle, což je výhoda hlavně v tom, že se posilují svaly tzv. „jádra“ na trupu, které nebývají tak často zapojovány při jiných pohybech.

Při porovnávání severské a běžné chůze téže intenzity byly zjištěny signifikantně vyšší hodnoty spotřeby kyslíku, energetického výdeje a tepové

frekvence bez nárůstu subjektivně vnímaného úsilí. Tento nárůst je zapříčiněn výrazným zapojením svalových skupin horních končetin a trupu při současném rozvoji jejich silově-vytrvalostních schopností (Sedliak & Pavelka, 2003).

Nordická chůze je vytrvalostní pohybová aktivita. Pokud se provádí dlouhodobě, má srdce schopnost se zvětšit a k dodání stejného množství krve do oběhu mu postačí menší počet stahů (tepů). V klidových hodnotách má nižší frekvenci než srdce netréované, pomaleji se unavuje a zvyšuje se tak jeho „životnost“ (Škopek, 2010). Klesá i krevní tlak a celkově se zlepšuje oběh krve (až 15-20krát) díky nárůstu počtu kapilár (Pramann & Schäufler, 2006/2007).

Severská chůze rovněž pozitivně ovlivňuje pohybový systém. Při správném technickém užívání holí upravuje nordická chůze držení těla, zvyšuje zapojení horní části zádových svalů, zadních svalů ramenního pletence, m. pectoralis major a extensorů a flexorů předloktí. Zároveň snižuje svalové napětí a vnímání bolesti v oblasti krku a ramen a zvyšuje laterální pohyblivost bederní, hrudní i krční páteře. Chodecké hole (při jejich správném používání) vyrovnávají pozici pánve v průběhu extenze kyčelního kloubu, kde se ve fázi odrazu zásadněji zapojují jeho flexory a extensory (Jakubec, Stejskal, Svoboda, Krejčí, Salinger, Štěpaník, Smékal & Klimešová, 2009).

Mezi další výhody severské chůze patří redukce zatížení kloubů dolních končetin, neboť hole přenesou část hmotnosti i na horní polovinu těla (Nottingham & Jurasin, 2010). Downer (2006) uvádí, že používání holí snižuje zatížení kloubů až o 30 % ve srovnání s běžnou chůzí, proto je tato pohybová aktivita vhodná pro osoby s bolestmi kloubů a artrózami a také pro lidi s nadváhou či obezitou.

Nottingham a Jurasin (2010) uvádí další pozitiva severské chůze. Mezi ně patří posílení svalů podél páteře, což způsobuje zmírnění nebo vymizení bolesti zad a zlepšení postury. Nordická chůze dále zvyšuje kloubní pohyblivost, zlepšuje koordinační a rovnovážné schopnosti a také posiluje různé svalové skupiny.

Stejně jako ostatní pohybové aktivity má i severská chůze pozitivní vliv na lidskou psychiku. Během pohybu se vyplavují endorfiny a dochází tak k redukci stresu, zmírnění bolestí a zlepšení svalové odolnosti (Nottingham & Jurasin, 2010). Pramann a Schäufler (2007) pokládají za výhodu to, že severská chůze

je outdoorová aktivita. Sluneční světlo stimuluje přeměnu provitaminu D na jeho aktivní formu, která je důležitá pro stavbu kostí.

Nordická chůze je vhodná pro osoby s nízkou fyzickou kondicí, pro starší osoby nebo pro pacienty s různými chorobami (metabolická a kardiovaskulární onemocnění, CHOPN, ortopedické obtíže a další), ale také pro osoby zdravé a dokonce i pro aktivní sportovce (Jakubec a kol., 2009).

2.7.6 Rizika severské chůze

Severská chůze může mít i svá rizika, a to nejen při špatném technickém provedení. Možná úskalí chůze s holemi vyjmenovávají Vařeka, Hak a Vařeková (2002):

- možnost úrazu při nečekaném zlomení hole v obtížném terénu;
- nebezpečí přetížení ramenního pletence a krční páteře;
- přetížení kolenních kloubů při hyperextenzi a přetížení hrudní a bederní oblasti páteře při nadměrné rotaci pánve;
- příliš vysoká intenzita chůze u osob s kardiovaskulárními chorobami a onemocněním plic a dýchacích cest.

2.7.7 Svalová aktivita při severské chůzi

Při severské chůzi a dalších aktivitách realizovaných pomocí pletence ramenního (např. běh na lyžích, pádlování, sportovní lezení a další) je vytvořeno další punctum fixum na akru horní končetiny (to první se nachází na chodidle nohy). Hlavní sval zajišťující lokomoci v oblasti pletence ramenního je m. latissimus dorsi. Podle principů Vojtovy reflexní lokomoce by měl tento sval pracovat ve fázické shodě s m. biceps brachii, caput longum a m. triceps brachii, caput longum (Bačáková, Tlašková & Kračmar, 2008).

Při dokončení odrazu nastává vrchol aktivity m. gluteus maximus. Signifikantní pokles jeho aktivity při chůzi s holemi naznačuje, že m. latissimus dorsi přebírá na sebe část jeho lokomoční funkce. Proto je celková práce m. latissimus dorsi signifikantně vyšší u severské chůze. Aktivita m. latissimus dorsi má vliv na celkové snížení aktivace kontralaterálního m. gluteus medius, jehož funkce je boční stabilizace pánve. M. latissimus dorsi je při chůzi s holemi

zapojen do funkce dynamické stabilizace trupu a tím snižuje podíl m. gluteus medius na transverzální stabilizaci pánve. Vlivem zapojení dalšího puncta fixa byl změněn lokomoční typ z bipedie na kvadrupedii. Stabilizace trupu je usnadněna facilitací aktivovaného řetězce přes horní končetinu (Kračmar, Vystrčilová & Psotová, 2007).

M. biceps brachii, caput longum a m. triceps brachii, caput longum synchronizují svou zvýšenou činnost při severské chůzi především s aktivací m. latissimus dorsi. Obě hlavy pracují pravidelně v režimu kokontrakce (toto se u běžné chůze pravidelně neobjevuje) a z hlediska Vojtova principu lze s velkou pravděpodobností hovořit o lokomočním charakteru práce těchto antagonistů, pokud je distálně (na akru horní končetiny) vytvořeno punctum fixum (Kračmar, Vystrčilová & Psotová, 2007).

Během chůze s holemi m. obliquus externus abdominis synchronizuje svou aktivaci s m. latissimus dorsi, s oběma dlouhými hlavami pažních svalů téže strany a s m. gluteus medius kontralaterální strany. M. obliquus externus abdominis snižuje svou aktivaci během chůze s holemi, což pravděpodobně souvisí se stabilizací trupu prostřednictvím m. latissimus dorsi. Naopak při chůzi bez holí je aktivita m. obliquus externus abdominis vyšší, sval musí zřejmě vyrovnávat torzní a rotační pohyby pánve bez existence puncta fixa na horní končetině. Z posouzení poměru zapojení obou svalů (m. latissimus dorsi a m. obliquus externus abdominis) může vyplývat, že se celkový objem práce nezbytné pro lokomoci přesouvá z ventrální části trupu při chůzi bez holí do části dorsální při severské chůzi (Kračmar, Vystrčilová & Psotová, 2007).

Existuje diagonální funkční propojení svalového řetězce na dorsální straně trupu s kontralaterální oblastí pánve a dolní končetiny. Dynamické lokomoční působení dorsální strany trupu a výrazná torze páteřních segmentů, vycházející z rozhodujícího diagonálního charakteru organizace celého pohybu, stejně jako stabilizace trupu a pánve prostřednictvím opory o hůl, dávají předpoklad pro uplatnění severské chůze jako pokračování ukončené rehabilitace, ale také jako vhodná fitness aktivita a sport (Kračmar, Vystrčilová & Psotová, 2007).

Kračmar, Bačáková, Mikulíková, Hrouzová a Hojka (2011) došli k podobným výsledkům, jaké jsou popisovány výše. Uvádí, že sval m. gluteus medius, jehož aktivita během chůze s holemi klesá, hraje zásadní roli při stabilizaci těla během chůze. Avšak v lidské lokomoci je propulzní zapojení pletence ramenního

cizorodým prvkem a projevuje se právě v omezení stabilizační funkce. Omezování aktivity m. glutesus medius dlouhodobým a častým užíváním holí hrozí narušením stabilizace chůze, zvláště u seniorů. Proto doporučují používat hole pouze pro chůzi do kopce, případně jako stabilizační prvek při chůzi z prudkého svahu v obtížném terénu. Při chůzi po rovině je důležité (především pro seniory) dodržovat zásadu přiměřenosti nebo hole nepoužívat. Výsledky výzkumu však omezují pouze na jedince zdatné, kteří mají dobře zvládnutou techniku (instruktoři nordic walking a učitelé lyžování).

2.7.8 Vybrané výzkumy severské chůze

Rodgers, Vanheest a Schachter (1995) se ve svém výzkumu zabývali rozdílem v energetické spotřebě mezi běžnou chůzí a chůzí s holemi (tehdy ještě pod názvem Exerstriders) při submaximální zátěži. Testování podstoupilo 10 středně aktivních žen průměrného věku $23,6 \pm 4,0$ let a váhy $58,5 \pm 5,5$ kg. Výzkum byl prováděn na běžeckém páse při rychlosti $6,7 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a sklonu 0 % po dobu 30 minut. Spotřeba O_2 dosáhla u běžné chůze hodnoty $18,3 \pm 2,5 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$, u chůze s holemi pak $20,5 \pm 1,2 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$. Tepová frekvence byla u běžné chůze $121,5 \pm 21,5 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$, u nordické $132,5 \pm 19,2 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$, což představuje významný statistický rozdíl. Celková energetická spotřeba byla u běžné chůze naměřena $140,7 \pm 27,2 \text{ kcal}$, u chůze s holemi $173,7 \pm 20,9 \text{ kcal}$, což rovněž představuje významný statistický rozdíl. Hodnota RPE (subjektivní hodnocení namáhavosti pohybu) se mezi oběma typy chůze výrazně nelišila.

Porcari, Hendrickson, Walter, Terry a Walsko (1997) zkoumali fyziologické změny při chůzi s holemi (tzv. Power Poles) a bez holí. Test byl prováděn na běžeckém páse po dobu 20 minut a zúčastnilo se jej 32 zdravých probandů (16 žen a 16 mužů) ve věku 19 až 33 let. Bylo zjištěno, že při chůzi s holemi je spotřeba kyslíku vyšší o 23 % ($4,4 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$), energetický výdej o 22 % ($1,5 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) a tepová frekvence o 16 % ($18 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$) v porovnání s běžnou chůzí. Hodnota RPE byla u chůze s holemi o 1,5 bodů Borgovy stupnice nižší než bez holí.

Knight a Caldwell (2000) srovnávali ve svém výzkumu chůzi s holemi a bez holí při stoupání se zátěží (22,4 kg, 30 % tělesné hmotnosti). Z výsledků vyplývá, že se při použití holí prodloužila délka kroku (1,27 m, bez holí 1,19 m),

zvýšila se srdeční frekvence ($113,5 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$, bez holí $107,0 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$) a hodnota RPE byla u chůze s holemi nižší (10,8; bez holí 11,6).

Morss, Church, Earnest a Jordan (2001) uskutečnili test v terénu srovnávající energetický výdej běžné chůze a nordické chůze. Výzkumu se zúčastnilo 22 probandů (11 mužů a 11 žen). Každý testovaný absolvoval trať dlouhou 1600 m na 200 metrovém okruhu rychlostí odpovídající jejich typické aerobní aktivitě. Průměrný dosažený čas při běžné chůzi byl 16:43 min., při nordické chůzi 16:42 min. Významné zvýšení bylo zaznamenáno ve spotřebě O_2 ($16,7 \pm 3,6$ vs. $13,9 \pm 2,7 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$), energetickém výdeji ($6,2 \pm 1,7$ vs. $5,2 \pm 1,4 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) a srdeční frekvenci ($114,0 \pm 15$ vs. $107,6 \pm 13,2 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$). RPE se významně nelišilo mezi oběma typy chůze.

Jordan, Olson, Earnest, Morss a Church (2001) provedli studii, ve které se zabývali energetickým výdejem při vysoké intenzitě práce holí během chůze a porovnávali jej s běžnou chůzí. Test probíhal v terénu a absolvovalo jej 10 průměrně zdatných mužů (průměrný věk 33,8 let, váha 85,3 kg a výška 182,7 cm). Každý z nich podstoupil test do víta maxima, jeden test chůze s holemi a jeden bez holí. Měření probíhalo v různých dnech na trati dlouhé 1600 m. Test bez holí proběhl stálou rychlostí odpovídající aerobní práci, kterou si probandi sami zvolili. Průměrná rychlost chůze bez holí byla $5,95 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, s holemi pak $6,92 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Výsledky ukazují, že při intenzivní práci holemi během chůze byla průměrná tepová frekvence $137,0 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$, spotřeba O_2 $20,7 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$, výdej energie $9,2 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ a RPE 13,0 oproti $101,6 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$, $13,4 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$, $5,6 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ a 9,0 při chůzi bez holí. Bylo zjištěno, že při nordické chůzi odpovídá tepová frekvence 75 % a VO_2 (množství kyslíku) 42 % maximální hodnoty. Při běžné chůzi to byly hodnoty tepové frekvence 57 % a VO_2 24 %. Intenzivní používání holí při chůzi zvýšilo energetickou spotřebu o $3,7 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ a tepovou frekvenci o $35,4 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$ ve srovnání s chůzí bez holí. Závěrem studie bylo, že vysoká intenzita práce s holemi během chůze zvyšuje energetický výdej.

Kukkonen-Harjula, Hiilloskorpi, Mänttari, Pasanen, Parkari, Suni, Fogelholm a Laukkanen (2006) uskutečnili výzkum, v němž pozorovali vliv tréninku chůze s holemi a svižné chůze bez holí na kardiorespirační a nervosvalovou kondici. Testováno bylo 121 neobézních žen ve věku 50 až 60 let a se sedavým způsobem života. Probandky byly náhodně rozděleny do dvou skupin –

nordická chůze a svižná chůze bez holí. Studie probíhala po dobu 13 týdnů, kdy měly ženy 4krát týdně chodit 40 minut. Intenzita byla volena podle subjektivně vnímaného úsilí. Kardiorespirační výkonnost byla hodnocena na 4 úrovních odpovídající 50%, 60%, 80% a 100% VO_{2max} . Celý výzkum dokončilo 54 žen ze skupiny nordické chůze a 53 ze skupiny svižné chůze. Na začátku testování dosahovala průměrná hodnota VO_{2max} 25,8 $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$. Po 13ti týdenním tréninku vzrostla tato hodnota u obou skupin téměř stejně (u nordické chůze o 2,5 $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$, u běžné chůze o 2,6 $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$). Při chůzi submaximální úrovní klesla tepová frekvence a laktát po absolvování výzkumu u obou skupin, rozdíly však nebyly významné. Z nervosvalových testů na konci studie vyplynul pouze jeden rozdíl, a to v dřepch na jedné noze, kde byly lepší probandky chodící bez holí. Obě pohybové aktivity tedy zlepšily fyzickou zdatnost jedinců.

Perrey a Fabre (2008) ve své studii porovnávali chůzi bez holí a nordickou chůzi. Měření podstoupilo 12 zdravých mužů a žen ve věku 22 až 49 let. Všichni probandi absolvovali na běžeckém páse chůzi po dobu 10 minut s holemi i bez holí na třech úrovních – po rovině, se stoupáním 15 % a s klesáním 15 % a poté i se zatížením (15 % tělesné hmotnosti). Bylo zjištěno, že energetický výdej a ventilace výrazně vzrostly se stoupáním a během chůze se zátěží. Dechový objem se významně nesnížil u nordické chůze, avšak dechová frekvence se zvýšila. Spotřeba kyslíku a energetický výdej vzrostl při chůzi s holemi pouze během klesání. U tepové frekvence, RPE a preferované rychlosti chůze nebyl pozorován významný vliv užití holí. Z výsledků tedy vyplynulo, že používání holí mělo významný vliv na respirační a energetické odpovědi organismu.

Haertel, Widmann, Jens-Peter, Robert a Klaus (2011) se zabývali analýzou a srovnáním energetického výdeje mezi severskou a běžnou chůzí při probandově zvolené rychlosti. Do studie bylo zapojeno 17 žen (55,7±9,9 let, 163±0,1 cm, 70,9±9,9 kg), každá z nich ušla vzdálenost 2 km s holemi i bez holí takovou rychlostí, jakou si sama zvolila, ale tak nejrychleji, jak jen to bylo možné. Nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly mezi severskou a běžnou chůzí v energetickém výdeji. Probandky však potřebovaly ke zvládnutí dané vzdálenosti kratšího času u běžné chůze. Autoři tyto výsledky vysvětlují tím, že chodci s holemi pravděpodobně chodí pomaleji než bez holí, a proto výsledky

studie nevykazují rozdíl v energetické spotřebě mezi oběma typy chůze při dobrovolně zvolené rychlosti.

Svoboda, Stejskal, Jakubec a Krejčí (2011) srovnávali biomechanické a fyziologické parametry mezi severskou a běžnou chůzí při různých sklonech podložky. Testování proběhlo na jednom zdravém probandovi, který absolvoval dva devítiminutové testy (chůze s holemi a bez holí) skládajících se ze tří úseků po třech minutách při různých sklonech běžeckého pásu (0 %, 5 %, 10 %). Výsledky ukazují, že při chůzi s holemi (ve srovnání s chůzí bez holí) byla menší flexe kyčelního a kolenního kloubu a také dorsální flexe kloubu hlezenního, naopak větší byla extenze kyčle. Maximální plantární flexe během severské chůze nebyla ovlivněna sklonem pásu (na rozdíl od běžné chůze). V průběhu nordické chůze frekvence kroku klesla při všech sklonech pásu. Hodnota energetické spotřeby a srdeční frekvence byla u chůze s holemi vyšší při všech situacích ve srovnání s chůzí bez holí. Sklon podložky tedy ovlivňuje oba typy chůze. Důvodem je větší pohyb těžiště těla ve vertikálním směru. Při nižších sklonech pásu během severské chůze testované osoby k uspokojení energetických potřeb zvýšili pouze práci dolních končetin, při vyšším sklonu pásu bylo třeba k udržení stálé rychlosti zvýšit zapojení i horních končetin.

Sparkes, Warren a Whitehouse (2012) se ve svém výzkumu zaměřili na aktivitu svalů trupu a na sílu dolních končetin při chůzi s holemi u lidí s bolestmi dolního úseku zad, u nichž bývá často pozměněna právě aktivita svalů trupu. Testování podstoupilo 15 probandů (10 žen a 5 mužů). Během chůze s holemi i bez holí byla sledována činnost m. obliquus internus abdominis a m. obliquus externus abdominis a vertikální síly dolních končetin. Byl zjištěn výrazný nárůst aktivity obou zmiňovaných svalů během chůze s holemi, stejně tak zvětšení vertikální síly během severské chůze. Použití holí tedy vede ke zvýšení aktivity m. obliquus internus et externus abdominis, což může být cenné v rehabilitaci pacientů s bolestmi dolního úseku zad.

2.7.9 RPE, energetický výdej a provedené výzkumy

Bylo provedeno již několik výzkumů, které zahrnovaly hodnocení vynaloženého úsilí a energetického výdeje při nordické chůzi (často ve srovnání

s běžnou chůzí). Několik studií je uvedeno výše, detailní popis bude již vynechán.

Rodgers, Vanheest a Schachter (1995) srovnávali rozdíl v energetické spotřebě mezi chůzí s holemi a běžnou chůzí. V testu bylo zahrnuto hodnocení úsilí vynaloženého při nordické i běžné chůzi. Z výsledků vyplynulo, že hodnota subjektivně vnímaného úsilí (RPE) se mezi oběma typy chůze výrazně nelišila, avšak celková energetická spotřeba byla statisticky významně vyšší u chůze s holemi (u běžné chůze $140,7 \pm 27,2$ kcal, u chůze s holemi $173,7 \pm 20,9$ kcal).

Porcari, Hendrickson, Walter, Terry a Walsko (1997) sledovali ve své studii fyziologické změny při chůzi s holemi i bez nich. Také zde bylo zkoumáno subjektivně vnímané úsilí a energetický výdej. Bylo zjištěno, že hodnota RPE byla u chůze s holemi o 1,5 bodů Borgovy stupnice nižší než bez holí a energetický výdej byl u severské chůze vyšší o 22 % ($1,5 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) než při běžné chůzi.

Knight a Caldwell (2000) také porovnávali chůzi s holemi a bez holí, avšak při stoupání a se zátěží. V jejich výzkumu byla hodnota RPE u nordické chůze nižší (10,8, bez holí 11,6), stejně jako u Porcariho.

Morss, Church, Earnest a Jordan (2001) provedli výzkum v terénu, kde porovnávali energetický výdej mezi chůzí bez holí a severskou chůzí. Zkoumáno bylo také hodnocení vynaloženého úsilí při chůzi. Nebyl zjištěn výrazný rozdíl v hodnotě RPE mezi oběma typy chůze, významné zvýšení však bylo zaznamenáno v energetickém výdeji u severské chůze ($6,2 \pm 1,7$ vs. $5,2 \pm 1,4 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$).

Jordan, Olson, Earnest, Morss a Church (2001) se také zabývali energetickým výdejem, a to při chůzi s vysokou intenzitou práce s holemi ve srovnání s běžnou chůzí. V této studii byla naopak hodnota RPE výrazně nižší u chůze bez holí (9) oproti severské chůzi (13). Výdej energie byl však vyšší u severské chůze ($9,2 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) ve srovnání s běžnou chůzí ($5,6 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$).

Perrey a Fabre (2008) porovnávali běžnou chůzi a nordickou chůzi. Použití holí zde nemělo významný vliv na hodnotu RPE. Bylo ale zjištěno, že energetický výdej výrazně vzrostl se stoupáním a během chůze se zátěží, při chůzi s holemi pak pouze během klesání.

Haertel, Widmann, Jens-Peter, Robert a Klaus (2011) se zabývali analýzou a srovnáním energetického výdeje mezi severskou a běžnou chůzí při

probandově zvolené rychlosti. Nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly mezi severskou a běžnou chůzí v energetickém výdeji.

Svoboda, Stejskal, Jakubec a Krejčí (2011) srovnávali biomechanické a fyziologické parametry mezi severskou a běžnou chůzí při různých sklonech podložky. Hodnota energetické spotřeby byla u chůze s holemi vyšší při všech situacích ve srovnání s chůzí bez holí.

Ve většině výzkumech se hodnota subjektivně vnímaného úsilí (RPE) u obou typů chůze výrazně nelišila. Jedna studie uvádí vnímané úsilí vyšší u běžné chůze a jedna u nordické chůze. Naopak téměř ve všech studiích byl zjištěn vyšší energetický výdej u chůze s holemi ve srovnání s chůzí bez holí, pouze jeden výzkum uvádí, že nebyl zjištěn rozdíl v energetické spotřebě mezi severskou a běžnou chůzí.

2.7.10 Vybrané výzkumy severské chůze u pacientů se zdravotními komplikacemi

Mnoho pozitivních účinků severské chůze na zdravotní stav pacientů je dokázáno stále přibývajícími studii.

Breyer a kol. (2010) zjišťovali uplatnění severské chůze u pacientů trpících různým stupněm chronické obstrukční plicní nemoci (CHOPN). Kvůli jejich onemocnění musí často vést sedavý způsob života. 60 probandů bylo rozděleno do dvou skupin – nordic walking nebo kontrolní skupina. Pacienti ve skupině nordic walking ($n = 30$; věk 62 ± 9 let; FEV_1 48 ± 19 % předpokládané) se zúčastnili tříměsíčního venkovního cvičebního programu, kdy absolvovali jednu hodinu chůze třikrát týdně při 75 % jejich počáteční maximální tepové frekvence. Kontrolní skupina nebyla zapojena do cvičebního programu. Měření obou skupin probíhalo na počátku, po třech, šesti a devíti měsících. Po třech měsících bylo zjištěno, že skupina provozující severskou chůzi zvýšila čas strávený chozením a stáním během dne, stejně tak se zvýšila intenzita chůze, naopak čas strávený sezením klesl, oproti kontrolní skupině i počátečním hodnotám. Rovněž se zvýšila funkční zátěžová kapacita měřená šestiminutovým chodeckým testem vzhledem k počátečním hodnotám i kontrolní skupině. Změna přetrvávala i po šesti a devíti měsících. K žádným signifikantním změnám nedošlo u kontrolní skupiny. Závěrem bylo, že severská

chůze je pro pacienty s CHOPN proveditelná, jednoduchá a efektivní pohybová aktivita a má pozitivní dopad na celkové množství fyzické aktivity během dne, a to v krátkodobém i dlouhodobém měřítku.

Mannerkorpi, Nordeman, Cider a Jonsson (2010) se zabývali výzkumem vlivu střední až vysoké intenzity severské chůze na funkční kapacitu a bolest u pacientů s fibromyálií. Studie se zúčastnilo 67 žen, které byly rozděleny do dvou skupin – první se střední až vysokou intenzitou chůze ($n = 34$; věk $48 \pm 7,8$ let) a druhá kontrolní skupina s nízkou intenzitou chůze ($n = 33$, věk $50 \pm 7,6$ let). Měřen byl šestiminutový chodecký test, dotazník FIQ (Fibromyalgia Impact Questionnaire Pain), tepová frekvence při submaximálním testu na bicyklovém ergometru, FIQ Physical (hodnotí omezení při pohybové aktivitě) a FIQ total score (hodnotí celkový zdravotní stav). Signifikantně významný rozdíl byl zaznamenán při šestiminutovém chodeckém testu u skupiny se střední až vysokou intenzitou chůze s holemi oproti kontrolní skupině s intenzitou nízkou. Nebyl zaznamenán rozdíl mezi skupinami v dotazníku FIQ Pain. Významně došlo ke snížení tepové frekvence při submaximálním testu na bicyklovém ergometru a výrazně se zlepšilo skóre FIQ Physical u skupiny chodící střední až vysokou rychlostí oproti kontrolní skupině. Mezi skupinami nebyl zaznamenán rozdíl ve FIQ total. Severská chůze střední až vysoké intenzity dvakrát týdně po dobu 15 týdnů je pro pacienty s fibromyálií proveditelná pohybová aktivita, která zlepšuje funkční kapacitu a snižuje omezení limitující při provádění pohybové aktivity. Bolesti se během pohybové aktivity nemění.

Oakley, Zwierska, Tew, Beard a Saxton (2008) zkoumali efekt použití holí na ušlou vzdálenost a kardiopulmonální odpověď u pacientů s intermitentní klaudikací. Na běžeckém ergometru ($3,2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ při sklonu 4 %) byla zjišťována vzdálenost zdaná pacientem, kardiopulmonální odpověď, bolesti dolních končetin a subjektivně vnímané úsilí u 20 pacientů průměrného věku 70 let s intermitentní klaudikací, ve srovnání s běžnou chůzí bez holí. Bylo zjištěno, že při severské chůzi se prodloužila vzdálenost, kdy poprvé pacient ucítil bolest a také se zvýšila maximální zdaná vzdálenost. Bolest dolních končetin při maximální ušlé vzdálenosti byla redukována při chůzi s holemi. Subjektivně vnímané úsilí se i přes zvýšení kardiopulmonálního zatížení nezměnilo. Výsledky ukazují, že nordická chůze umožňuje pacientům s intermitentní klaudikací delší dobu chodit s menšími bolestmi, i když zatížení je vyšší. Chůze

s holemi může těmto pacientům poskytnout účinný způsob, jak zlepšit svou kardiovaskulární zdatnost.

Wendlova (2008) se zabývá biomechanickou analýzou severské chůze u pacientů s osteoporotickou zlomeninou páteře. Vyvinula metodu chůze pro takto postižené jedince, která je odlišná od chůze zdravých osob. Vznikl tak v podstatě „první“ sport, který mohou pacienti s osteoporotickou zlomeninou páteře provádět. Mohou chodit v jednoduchém terénu s rodinou nebo přáteli a jsou tak oproštěni od sociální izolace.

Severská chůze je také vhodná pohybová aktivita v rámci rehabilitačního programu po akutním srdečním selhání. Kocur, Desku-Šmielecka, Wilk a Dylewicz (2009) se zabývali studiem efektu nordické chůze na 80 pacientů dva až tři týdny po srdečním selhání. Probandi byli rozděleni do dvou skupin – první s rehabilitačním programem chůze s holemi, druhá provozovala běžnou chůzi. Skupina používající při chůzi hole dosahovala lepších výsledků ve fyzické výkonnosti i koordinaci než skupina mající jako program běžnou chůzi.

Suija a kol. (2009) zkoumali vliv severské chůze na náladu a zlepšení fyzické zdatnosti u pacientů trpících depresemi. Po 24 týdnech pravidelné chůze s holemi hodnotili probandi svůj stav pozitivně, i rodina si všimla změn k lepšímu. Jedna třetina pacientů s depresemi byla motivována vykonávat pravidelně pohybovou aktivitu i nadále. Severská chůze zlepšila fyzický stav i náladu osobám trpícím depresemi.

Van Eijkeren a kol. (2008) se snažili ve své studii potvrdit, že severská chůze může zlepšit pohyblivost pacientů trpících Parkinsonovou chorobou a že pozitivní účinek přetrvává i po ukončení této pohybové aktivity. Výzkumu se zúčastnilo 19 pacientů (věkového rozmezí 58-76 let), kteří podstoupili šestitýdenní program chůze s holemi. Bylo dosaženo pozitivních výsledků ihned po dokončení programu, ale také po pěti měsících od ukončení pohybové aktivity. Severská chůze tedy může představovat bezpečný, efektivní a příjemný způsob, jak snížit nečinnost pacientů s Parkinsonovou chorobou a zlepšit jejich kvalitu života.

Figard-Fabre, Fabre, Leonardi a Schena (2011) porovnávali efekt severské a běžné chůze na fyziologické a percepční proměnné u obézních žen středního věku. Studie se zúčastnilo 12 probandek ve skupině chodící s holemi a 11 probandek ve skupině běžné chůze. Měli za úkol trénovat třikrát týdně po dobu

12 týdnů. Po absolvování programu bylo zjištěno, že tělesná hmotnost, tělesný tuk a diastolický krevní tlak klesl u obou skupin, ale VO_{2max} vzrostlo u probandek chodící s holemi. Během tréninku vzrostla průměrná tepová frekvence i % času chůze při vysoké intenzitě. Subjektivně vnímané úsilí bylo u obou skupin přibližně shodné, ale severské chůzi se probandky věnovaly pravidelněji než chůzi bez holí. Nordická chůze tedy umožňuje obézním ženám zvýšit intenzitu cvičení a dodržet tréninkový program bez zvýšení subjektivně vnímaného úsilí, což celkově vede ke zvýšení aerobní kapacity.

Hansen, Henriksen, Larsen a Alkjaer (2008) se snažili zjistit, zda nordická chůze snižuje zatížení kolenního kloubu oproti běžné chůzi bez holí. Výzkumu se zúčastnilo 7 zkušených instruktorek severské chůze. Z výsledků vyplynulo, že nordická chůze nešetří kolenní kloub více než chůze bez holí.

Koizumi, Tsujiuchi, Takeda, Fujikura a Kojima (2011) se také zabývali zatížením kloubů při severské chůzi. Porovnávali zatížení bederní páteře, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu při severské a běžné chůzi. Studie se zúčastnilo pět zdravých probandů, kteří absolvovali oba typy chůze na rovném povrchu, do schodů a ze schodů. Z výsledků vyplynulo, že použití holí snižuje zatížení bederní páteře a kloubů dolních končetin na rovném povrchu a při chůzi do schodů, ne však při sestupování ze schodů.

Mikalački, Čokorilo a Katić (2011) zkoumali vliv severské chůze na funkční schopnost (tělesná, duševní a sociální schopnost vykonávat běžné činnosti života) a krevní tlak u starších žen. Studie se zúčastnilo 60 žen (věk $58,5 \pm 6,9$ let, tělesná hmotnost $70,9 \pm 15,32$ kg, tělesná výška $164,8 \pm 7,24$ cm), které byly rozděleny do dvou skupin po 30 – experimentální (severská chůze) a kontrolní skupina. Chůze s holemi byla prováděna třikrát týdně po dobu tří měsíců. Bylo zjištěno, že po absolvování programu severské chůze měly probandky ve srovnání s kontrolní skupinou nižší tepovou frekvenci v klidu a nižší systolický i diastolický tlak. Experimentální skupina také vykazovala vyšší hodnoty v indexu zdatnosti (FITIND – dvoukilometrový chodecký test) a VO_{2max} ve srovnání se skupinou kontrolní. Severskou chůzi lze při střední intenzitě doporučit starším ženám, neboť indukuje příznivé změny organismu.

Na katedře tělovýchovného lékařství Goethe-Universität Frankfurt uplatňují severskou chůzi jako rehabilitační program pro pacienty po prodělané rakovině již déle než dva roky. Spolupracují s nadací „Život s rakovinou“ a poskytují

cvičební programy pro onkologické pacienty ve Frankfurtu, Langenu a na universitní klinice pro onkologické pacienty ve Frankfurtu. Jejich cílem je zvýšit výkonnost, zlepšit tělesné a duševní zdraví a sebevědomí pacientů po prodělané rakovině (Dannenmann, 2011).

Dalších studií je v poslední době nespočet, cílem mé diplomové práce však není je zde všechny vyjmenovat.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavní cíl práce

Porovnat subjektivně vnímané úsilí při nordické chůzi a běžné chůzi s ohledem na energetický výdej.

Dílčí cíle

1. Porovnat hodnoty subjektivně vnímaného úsilí mezi nordickou a běžnou chůzí a mezi muži a ženami.
2. Analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu pásu na subjektivně vnímané úsilí vyjádřené Borgovou škálou.
3. Analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu na energetický výdej vyjádřený v $\%VO_{2max}$.
4. Analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu na subjektivně vnímané úsilí s ohledem na energetický výdej ($\%VO_{2max}/RPE$).

Hypotézy

H0 Není rozdíl mezi subjektivně vnímaným úsilím (Borgova škála) při stejném zatížení (rychlost chůze a sklon pásu) u nordické a běžné chůze.

H1 Poměr mezi energetickým výdejem a subjektivně vnímaným úsilím ($\%VO_{2max}/RPE$) je při nordické chůzi vyšší.

Výzkumné otázky:

1. Jaký je rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí mezi muži a ženami?
2. Jaký je rozdíl v poměru mezi energetickým výdejem a subjektivně vnímaným úsilím ($\%VO_{2max}/RPE$) při nordické chůzi a běžné chůzi?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Testovaný soubor byl složen z 20 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (10 mužů a 10 žen). Průměrný věk probandů byl $25,6 \pm 1,9$ let, hodnoty BMI $22,5 \pm 1,9 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$, maximální spotřeba kyslíku ($\text{VO}_{2\text{max}}$) $55,38 \pm 7,3 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u mužů a $46,1 \pm 4,66$ u žen a maximální tepová frekvence (TF_{max}) $193,2 \pm 5,1 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$.

Testování probíhalo při standardních laboratorních podmínkách (teplota 20-24°C, relativní vlhkost vzduch 40 až 60 % - klimatizace a zvlhčovač vzduchu). Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem testu. U nikoho nebyly pozorovány akutní příznaky jakékoliv nemoci. Každý testovaný se měl před měřením zdržet fyzicky náročné aktivity, nepožívat alkohol alespoň 24 hod. a nekouřit 12 hod. před testem a nekonzumovat velké množství jídla nejméně 2 hod. před testováním.

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

Projekt byl schválen etickou komisí FTK UP Olomouc.

Základní statistické charakteristiky testovaného souboru jsou uvedeny v Tabulce 5.

Výsledky zjištěné z testování nejsou kompletní, neboť některá data se ztratila a někteří probandi nebyli schopni zvládnout test při vyšších rychlostech a sklonech.

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky testovaného souboru.

Parametr		Celý soubor (n = 10)	Muži (n = 10)	Ženy (n = 10)
Věk [roky]	M	25,60	26,10	24,50
	SD	1,90	2,14	1,70
	min/max	22,00/31,00	23,00/31,00	22,00/27,00
Hmotnost [kg]	M	68,80	78,60	59,00
	SD	10,32	5,32	6,80
	min/max	48,00/91,00	68,00/91,00	48,00/73,00
Výška [cm]	M	173,70	180,50	166,90
	SD	7,46	3,20	4,89
	min/max	158,00/188,00	174,00/188,00	158,00/179,00
BMI [kg·m ⁻²]	M	22,49	23,88	21,10
	SD	1,87	1,64	1,48
	min/max	18,75/25,25	20,80/25,25	18,75/23,60
VO _{2max} [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	M	50,75	55,38	46,12
	SD	7,02	7,28	4,66
	min/max	34,90/68,60	43,60/68,60	34,90/55,20
TF _{max} [tepů·min ⁻¹]	M	193,20	194,80	191,60
	SD	5,10	6,00	3,88
	min/max	177,00/205,00	177,00/205,00	185,00/197,00

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

4.2 Metodika sběru dat

4.2.1 Stupňovaný test do maxima

Všichni probandi absolvovali před samotným výzkumem stupňovaný zátěžový test do maxima na běžeckém ergometru LODE Valiant (Nizozemí). Analýza dechových plynů byla provedena analyzátozem ZAN Ergo USB 600 (Německo). Srdeční frekvence byla snímána pomocí hrudního pásu Polar T 31 (Finsko) a telemetricky přenášena přes snímač Polar do PC.

Na začátku stupňovaného testu do maxima je zahřátí organismu trvajícím 5 min. při rychlosti běhu $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. První 4 min. probíhají při sklonu 0 %, v páté min. dochází k jeho zvýšení na 5 %. V další minutě se zvyšuje rychlost na $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, sklon pásu zůstává stejný. S každou další minutou rychlost narůstá o $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Po dosažení rychlosti $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ již vzrůstá jen sklon, každou minutu o 5 %. Test je ukončen nezvládnutím dané intenzity (subjektivní pocit maxima), při vyčerpání organismu. Rychlost běžeckého pásu je snížena na úroveň chůze, aby se ze svalů vyplavily metabolity a předešlo se pozátěžovému kolapsu.

Výstupní informace testu obsahují maximální spotřebu kyslíku ($\text{VO}_{2\text{max}}$) a přímo měřenou maximální srdeční frekvenci (TF_{max}).

4.2.2 Testování severské chůze

Každý proband byl před vlastním testováním nordické chůze seznámen s její technikou a pod vedením školeného instruktora si ji nacvičil. Podrobnosti budou uvedeny v kapitole 6.2.2.1.

Test byl prováděn na běžeckém ergometru LODE Valiant (Nizozemí). Celkem bylo provedeno 12 měření založených na kombinaci 4 rychlostí ($6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) a 3 sklonů pohyblivého pásu (0 %, 5 % a 7,5 %).

Na začátku každého testu proběhlo pětiminutové zahřátí organismu na příslušné rychlosti a sklonu. Následoval samotný desetiminutový test, během kterého jsme získávali potřebné údaje. Na konci každého měření proband určil na Borgově stupnici, jaké úsilí musel k pohybu vynaložit. Mimo zjišťování hodnoty RPE byla prováděna analýza dechových plynů a snímána srdeční frekvence.

Pořadí jednotlivých testů bylo voleno náhodně (losem).

Získaná data byla převedena do tabulkového editoru Microsoft Excel k dalšímu zpracování.

4.2.2.1 Nácvik techniky severské chůze

Každý proband před samotným testováním podstoupil nácvik techniky severské chůze. Správná technika je základ pro optimální fyziologickou reakci na nordickou chůzi. Nácviku byl proto věnován dostatek času.

Chůze s holemi není příliš složitá, vychází z přirozeného pohybu chůze. Předešlé zkušenosti s běžecským lyžováním mohou nácvik techniky usnadnit. Základní techniku lze zvládnout během krátké doby, zautomatizování pohybu však trvá déle (Vrtěl, 2010).

Nejprve je třeba zvyknout si na chůzi s holemi. Uchopíme hole do prstů v jejich těžišti a jdeme běžnou rychlostí. Dbáme na uvolněná ramena a protitotaci ramen a pánve, ruce kmitají přirozeně podél těla (Škopek, 2010). Jako první se podložky dotýká pata, pohyb se postupně přenáší přes celé chodidlo až k prstům a následuje odraz (Mira, 2009).

Dáváme si pozor na pohyb vpřed stejnou nohou i paží. Dále bychom se měli vyvarovat asynchronnímu pohybu paží vzhledem k frekvenci kroků a naopak (Vrtěl, 2010).

Po zvládnutí tohoto základu se zaměříme na používání poutek. Ruce v nich máme volně uchycené, jdeme běžnou rychlostí. Když se ruka přirozeně dostane ke svému vrcholu (nezvedáme záměrně) a špička hole se dotkne podložky, zatlačíme rukou do poutka (Škopek, 2010).

V následující fázi se snažíme o vyvinutí síly do hole a o její vypuštění z ruky. Vpředu se opíráme o hůl, ruka je sevřená. Pokusíme se vyvinout tlak na poutko a grip levé hole v momentě, kdy pravé chodidlo došlápne na podložku. Následně necháme levou hůl spolu s paží a levým ramenem volně švihnout vzad. Rameno následuje ruku a hůl co nejdále. Prodlouží se tak doba odpichu a získáme větší dopředný pohyb (Škopek, 2010).

Zprvu jdeme pomaleji a postupně zvyšujeme rychlost. Krok by měl být delší než při běžné chůzi. Dbáme také na došlap, který by neměl být příliš na hranu chodidla, ale spíše naplocho. Je důležité, aby noha vpředu stále zůstávala v mírné flexi v kolenním kloubu. Postupně zvyšujeme sílu při odpichu holí (Škopek, 2010).

4.2.3 Testování běžné chůze

Test běžné chůze byl prováděn na běžecském ergometru LODE Valiant (Nizozemí). Celkem bylo provedeno 12 měření založených na kombinaci 4 rychlostí ($6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) a 3 sklonů pohyblivého pásu (0 %, 5 % a 7,5 %).

Na začátku každého testu proběhlo pětiminutové zahřátí organismu na příslušné rychlosti a sklonu. Následoval samotný desetiminutový test, během kterého jsme získávali potřebné údaje. Na konci každého měření proband určil na Borgově stupnici, jaké úsilí musel k pohybu vynaložit. Mimo zjišťování hodnoty RPE byla prováděna analýza dechových plynů a snímána srdeční frekvence.

Pořadí jednotlivých testů bylo voleno náhodně (losem).

Získaná data byla převedena do tabulkového editoru Microsoft Excel k dalšímu zpracování.

4.2.4 RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE

RPE (rating of perceived effort) je metoda hodnotící subjektivně vnímané úsilí (intenzitu zatížení) při konání pohybu. Tato metodika je založena na škále bodů od 6 do 20. Detaily byly uvedeny v kapitole 2.1.2. Jako ukazatel energetického výdeje byl použit %VO_{2max}. Poměr %VO_{2max} ku RPE vyjadřuje, kolik %VO_{2max} náleží 1 bodu RPE. Tento ukazatel vypovídá o subjektivně vnímaném úsilí vztaženém k energetickému výdeji.

4.2.5 Statistické zpracování dat

Výsledné hodnoty vnímaného úsilí hodnoceného na základě Borgovy stupnice a spotřeby O₂ jsou prezentovány v podobě základních statistických charakteristik (aritmetický průměr a směrodatná odchylka). Data jsou prezentována v tabelární podobě a pro lepší názornost rovněž graficky (v příloze). Na základě Kolmogorov-Smirnovova testu jsme zjistili, že hodnocené hodnoty splňují podmínku normálního rozložení dat. Proto jsme ke statistickému zpracování volili parametrické statistické metody:

- pro párová srovnání Wilcoxonův test,
- pro nezávislé proměnné Mann-Whitneyho U test.

K popsání variace jsme použili směrodatnou odchylku. Ke zpracování dat jsme použili počítačový program MS Excel 2003. Ke statistickému zpracování byl použit program STATISTICA 8.0.

5 VÝSLEDKY

5.1 Vnímané úsilí a energetický výdej při běžné chůzi a nordické chůzi, bez ohledu na rychlost a sklon

Subjektivně vnímané úsilí (RPE) bylo u mužů i žen vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí (u mužů o 0,28 a u žen o 0,59 bodů Borgovy stupnice), avšak jen u žen byl tento rozdíl statisticky významný. Ženy měly u obou typů chůze vyšší hodnotu RPE než muži, ale tento rozdíl nebyl signifikantně významný ani při jednom typu chůze.

Tabulka 6. Hodnocení rozdílu RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE při běžné chůzi a nordické chůzi s ohledem na pohlaví.

Parametr	Pohlaví	CH		NW		NW-CH	p (W)
		M	SD	M	SD		
RPE	Muži	11,13	2,37	11,42	2,64	0,28	0,280
	Ženy	11,29	3,21	11,88	3,47	0,59	0,001
	Ž-M	0,16 ns		0,46 ns			
%VO _{2max}	Muži	46,45	13,67	49,81	14,84	3,36	0,000
	Ženy	53,29	16,07	55,25	16,04	1,96	0,002
	Ž-M	6,84*		5,44*			
%VO _{2max} /RPE	Muži	4,18	0,91	4,39	0,99	0,21	0,015
	Ženy	4,78	0,89	4,69	1,31	-0,09	0,502
	Ž-M	0,6*		0,3*			

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – nordická chůze, NW-CH – rozdíl mezi průměrnou hodnotou pro NW a CH, Ž-M – rozdíl mezi průměrnou hodnotou žen a mužů, %VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaném úsilí, p (W) – hladina statisticky významného rozdílu pro Wilcoxonův test, ns/* - nesignifikantně/signifikantně významný rozdíl (p ≤ 0,05) pro Mann-Whitney U test.

Energetický výdej vyjádřený v $\%VO_{2max}$ byl u mužů i žen statisticky významně vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí. Ženy měly statisticky významně vyšší hodnoty $\%VO_{2max}$ než muži u obou typů chůze.

Hodnota ukazatele vypovídající o vnímaném pocitu úsilí vztaženému k energetickému výdeji ($\%VO_{2max}/RPE$) byla u mužů statisticky významně vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí, u žen byla hodnota tohoto poměrového ukazatele vyšší při běžné chůzi, rozdíl však nebyl signifikantně významný. Při srovnání mužů a žen měli muži statisticky významně nižší hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ než ženy u obou typů chůze.

Tabulka 6. ilustruje rozdíl v RPE, $\%VO_{2max}$ a $\%VO_{2max}/RPE$ při běžné chůzi a nordické chůzi s ohledem na pohlaví.

5.2 Vliv rychlosti na vnímané úsilí a energetický výdej při běžné chůzi a nordické chůzi (bez ohledu na sklon)

Hodnota RPE u mužů byla při rychlosti $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ statisticky významně vyšší u běžné chůze ve srovnání s nordickou chůzí, při rychlosti $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ nebyl naměřen rozdíl v hodnotě RPE a při rychlostech $7,2$ a $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ byla zaznamenána signifikantně vyšší hodnota RPE u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí.

Energetický výdej u mužů byl při všech rychlostech pásu statisticky významně vyšší při nordické chůzi oproti chůzi bez holí.

Hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ u mužů byla vyšší u nordické chůze při rychlostech $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, ale statisticky významný rozdíl byl pouze u rychlosti $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Při rychlosti $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ byla hodnota ukazatele vyšší u běžné chůze, rozdíl však neměl statistickou významnost (Příloha 4.).

Hodnoty rozdílů RPE, $\%VO_{2max}$ a $\%VO_{2max}/RPE$ u mužů mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých rychlostech běžeckého pásu (bez ohledu na sklon) zobrazuje Tabulka 7.

Tabulka 7. Hodnocení rozdílu RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE u mužů mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých rychlostech běžeckého pásu (bez ohledu na sklon).

MUŽI	Rychlost [km·h ⁻¹]	CH		NW		NW-CH	p
		M	SD	M	SD		
RPE	6,0	9,34	1,40	9,17	1,39	-0,17	0,028
	6,6	10,07	1,41	10,07	1,60	0	0,903
	7,2	11,57	1,81	12,23	1,91	0,67	0,024
	7,8	13,50	2,32	14,20	2,17	0,70	0,035
%VO _{2max}	6,0	36,92	8,69	39,65	10,00	2,73	0,005
	6,6	41,61	10,70	44,87	10,90	3,26	0,015
	7,2	49,75	11,90	52,68	14,18	2,93	0,032
	7,8	57,19	13,61	61,70	14,01	4,51	0,005
%VO _{2max} /RPE	6,0	3,99	0,92	4,37	1,02	0,38	0,017
	6,6	4,15	0,98	4,52	1,16	0,37	0,098
	7,2	4,33	0,94	4,32	0,99	-0,01	0,905
	7,8	4,25	0,81	4,36	0,81	0,11	0,417

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – nordická chůze, NW-CH – rozdíl mezi průměrnou hodnotou pro NW a CH, %VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaným úsilím, p – hladina statisticky významného rozdílu (p ≤ 0,05).

Hodnota RPE u žen byla při všech rychlostech vyšší u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí, avšak staticky významné byly rozdíly pouze u rychlostí 6,6 km·h⁻¹ a 7,2 km·h⁻¹.

Energetický výdej u žen byl při všech rychlostech vyšší u nordické chůze, ale statistické významnosti dosahují hodnoty pouze při rychlostech 6 km·h⁻¹ a 7,2 km·h⁻¹.

Hodnota %VO_{2max}/RPE byla u žen vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí u rychlostí 6 km·h⁻¹ a 7,8 km·h⁻¹, tento rozdíl byl však bez statistické významnosti. U rychlostí 6,6 km·h⁻¹ a 7,2 km·h⁻¹ byla hodnota ukazatele vyšší při běžné chůzi, opět však tyto hodnoty nebyly signifikantně významné (Příloha 5).

Tabulka 8. Hodnocení rozdílu RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE u žen mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých rychlostech běžeckého pásu (bez ohledu na sklon).

ŽENY	Rychlost [km·h ⁻¹]	CH		NW		NW-CH	p
		M	SD	M	SD		
RPE	6,0	8,67	1,47	8,90	1,99	0,23	0,568
	6,6	9,77	2,05	10,70	2,22	0,93	0,007
	7,2	12,03	2,50	12,77	2,73	0,73	0,049
	7,8	15,07	2,42	15,52	3,02	0,44	0,290
% VO _{2max}	6,0	42,03	10,89	44,23	10,32	2,21	0,049
	6,6	48,98	9,79	50,95	15,62	1,98	0,382
	7,2	58,39	16,18	60,87	16,13	2,48	0,013
	7,8	64,27	14,68	66,95	11,42	2,68	0,212
% VO _{2max} /RPE	6,0	4,82	0,96	5,10	1,35	0,29	0,280
	6,6	5,03	0,89	4,76	1,34	-0,27	0,183
	7,2	4,83	0,88	4,44	1,47	-0,38	0,256
	7,8	4,40	0,72	4,42	0,83	0,02	1,000

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – nordická chůze, NW-CH – rozdíl mezi průměrnou hodnotou pro NW a CH, %VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaném úsilí, p – hladina statisticky významného rozdílu (p ≤ 0,05).

Tabulka 8. uvádí hodnocení rozdílů RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE u žen mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých rychlostech běžeckého pásu (bez ohledu na sklon).

5.3 Vliv sklonu na vnímané úsilí a energetický výdej při běžné chůzi a nordické chůzi (bez ohledu na rychlost)

Hodnota RPE u mužů byla vyšší při nordické chůzi ve srovnání s chůzí bez holí při sklonech 0 % a 7,5 %, statisticky významný rozdíl však byl pouze u sklonu 7,5 %. Při sklonu 5 % byly hodnoty RPE u obou typů chůze shodné.

Tabulka 9. Hodnocení rozdílů RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE u mužů mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých sklonech běžeckého pásu (bez ohledu na rychlost).

MUŽI	Sklon [%]	CH		NW		NW-CH	p
		M	SD	M	SD		
RPE	0,0	9,73	1,83	10,00	1,99	0,27	0,094
	5,0	11,40	2,31	11,40	2,60	0	1,000
	7,5	12,31	2,24	12,85	2,54	0,54	0,023
%VO _{2max}	0,0	36,62	9,94	40,38	12,23	3,76	0,004
	5,0	48,28	11,64	51,27	12,11	2,99	0,004
	7,5	54,65	12,87	57,99	14,67	3,34	0,002
%VO _{2max} /RPE	0,0	3,82	1,02	4,07	1,04	0,25	0,118
	5,0	4,27	0,81	4,60	1,06	0,33	0,033
	7,5	4,45	0,79	4,50	0,80	0,05	0,665

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – nordická chůze, NW-CH – rozdíl mezi průměrnou hodnotou pro NW a CH, %VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaným úsilím, p – hladina statisticky významného rozdílu (p ≤ 0,05).

Energetický výdej byl u mužů statisticky významně vyšší u nordické chůze při všech sklonech.

Hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ byla při všech sklonech vyšší u nordické chůze v porovnání s běžnou chůzí, statickou významnost měla hodnota pouze u sklonu 5 % (Příloha 6).

Tabulka 9. ilustruje rozdíly v RPE, $\%VO_{2max}$ a $\%VO_{2max}/RPE$ u mužů mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých sklonech běžeckého pásu (bez ohledu na rychlost).

Hodnota RPE u žen byla vyšší u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí při všech sklonech, statisticky významný rozdíl v hodnotě RPE byl pouze u sklonu 7,5 %.

Energetický výdej u žen byl vyšší u nordické chůze při všech sklonech, ale signifikantně významná hodnota byla jen u sklonu 0 %.

Hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ byla vyšší u nordické chůze pouze při sklonu 0 %, nešlo však o signifikantně významný rozdíl v hodnotách mezi nordickou a běžnou chůzí. Při sklonech 5 % a 7,5 % byla hodnota ukazatele vyšší u běžné chůze, opět však nebyla statisticky významná (Příloha 7).

Hodnoty rozdílů RPE, $\%VO_{2max}$ a $\%VO_{2max}/RPE$ u žen mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých sklonech běžeckého pásu (bez ohledu na rychlost) dokládá Tabulka 10.

Tabulka 10. Hodnocení rozdílu RPE, %VO_{2max} a %VO_{2max}/RPE u žen mezi běžnou chůzí a nordickou chůzí při různých sklonech běžeckého pásu (bez ohledu na rychlost).

ŽENY	Sklon [%]	CH		NW		NW-CH	p
		M	SD	M	SD		
RPE	0,0	9,55	2,55	10,10	2,71	0,55	0,057
	5,0	11,54	3,09	12,05	3,44	0,51	0,116
	7,5	12,87	3,13	13,58	3,39	0,71	0,015
%VO _{2max}	0,0	42,53	12,26	46,27	14,52	3,74	0,015
	5,0	55,62	12,62	57,62	13,16	2,00	0,085
	7,5	62,06	16,51	63,67	15,47	1,61	0,264
%VO _{2max} /RPE	0,0	4,50	0,89	4,63	1,21	0,13	0,372
	5,0	4,92	0,85	4,78	1,42	-0,14	0,578
	7,5	4,93	0,87	4,66	1,34	-0,27	0,130

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, CH – běžná chůze, NW – nordická chůze, NW-CH – rozdíl mezi průměrnou hodnotou pro NW a CH, %VO_{2max} – procento maximální spotřeby kyslíku, %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaným úsilím, p – hladina statisticky významného rozdílu (p ≤ 0,05).

6 DISKUSE

Testování běžné chůze i nordické chůze probíhalo v laboratoři fyziologie zátěže FTK UP v Olomouci. Byly zajištěny stejné podmínky pro všechny měření i probandy. Na průběh testů dohlížel vedoucí testování, který se snažil opravovat případné chyby probandů v technice, zejména při chůzi s holemi. Tímto bylo zajištěno co možná nejvíce standardizovaných podmínek testování, aby u naměřených hodnot nevznikly chyby. Výzkumný soubor tvořilo pouze 20 osob, což je relativně nízký počet. Každá větší výchylka u někoho z probandů by mohla výsledky testu významně staticky ovlivnit.

6.1 Srovnání subjektivně vnímaného úsilí při nordické chůzi a běžné chůzi s ohledem na energetický výdej

Hlavním cílem mé práce bylo porovnat subjektivně vnímané úsilí při nordické chůzi a běžné chůzi s ohledem na energetický výdej. K tomu byl použit ukazatel $\%VO_{2max}/RPE$, tedy jaký energetický výdej připadá na jeden bod Borgovy stupnice. Z výsledků vyplývá, že u mužů byla hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ vyšší u nordické chůze ($4,39 \pm 0,99$) ve srovnání s běžnou chůzí ($4,18 \pm 0,91$), šlo o statisticky významný rozdíl. U žen byla hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ naopak vyšší u běžné chůze ($4,78 \pm 0,89$) oproti chůzi nordické ($4,69 \pm 1,31$), rozdíl však neměl statistickou významnost. Při srovnání hodnoty $\%VO_{2max}/RPE$ mezi pohlavími jsme zjistili, že ženy měly tyto hodnoty signifikantně vyšší než muži u obou typů chůze. Na vyšší hodnotě $\%VO_{2max}/RPE$ u žen se mohl odrazit jejich vyšší energetický výdej, příčina vyšší hodnoty $\%VO_{2max}$ bude popsána v dalším textu.

Ve výzkumné otázce jsme se ptali, jaký je rozdíl v poměru mezi energetickým výdejem a subjektivně vnímaným úsilím ($\%VO_{2max}/RPE$) při nordické chůzi a běžné chůzi. Můžeme tedy říci, že u mužů připadl na jeden bod Borgovy stupnice signifikantně vyšší energetický výdej u nordické chůze, u žen to bylo více u běžné chůze, nejednalo se však o statisticky významný rozdíl. Při srovnání pohlaví měly ženy statisticky významně vyšší hodnoty $\%VO_{2max}/RPE$ v porovnání s muži při obou typech chůze. U mužů tedy můžeme usuzovat, že při stejném hodnocení subjektivně vnímaného úsilí u obou typů chůze bude vyšší výdej energie u chůze s holemi. U žen toto tvrzení neplatí.

V hypotéze tvrdíme, že poměr mezi energetickým výdejem a subjektivně vnímaným úsilím ($\%VO_{2max}/RPE$) je při nordické chůzi vyšší. Tuto hypotézu zamítáme, protože vyšší hodnoty $\%VO_{2max}/RPE$ u nordické chůze jsme zjistili pouze u mužů.

6.2 Srovnání subjektivně vnímaného úsilí mezi muži a ženami

Jeden z dílčích cílů bylo porovnat hodnoty subjektivně vnímaného úsilí mezi nordickou a běžnou chůzí a mezi muži a ženami. Výsledky ukázaly, že u mužů i žen byly hodnoty subjektivně vnímaného úsilí vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí (u mužů o 0,28 a u žen o 0,59 bodů Borgovy stupnice), avšak jen u žen byl tento rozdíl statisticky významný. Ve výzkumné otázce jsme se ptali, jaký je rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí mezi muži a ženami. Výsledky ukázaly, že ženy měly u obou typů chůze vyšší hodnotu RPE než muži, ale tento rozdíl nebyl signifikantně významný ani při jednom typu chůze.

Vyšší hodnotu subjektivně vnímaného úsilí (i když statisticky nevýznamnou) u žen ve srovnání s muži u obou typů chůze bychom mohli přičíst faktu, že muži mají často tendenci vnímané úsilí podhodnocovat, ženy naopak nadhodnocovat. Porcari, Hendrickson, Walter, Terry a Walsko (1997) vysvětlují rozdíl v RPE mezi pohlavími tím, že ženy obvykle mívají nižší svalovou sílu horní poloviny těla než muži, proto je použití holí pro ženy více namáhavé.

Church, Earnest a Morss (2002) ve své studii taktéž zjistili u obou pohlaví vyšší hodnoty subjektivně vnímaného úsilí při nordické chůzi ($9,3 \pm 1,3$ u mužů, $9,0 \pm 2,5$ u žen) ve srovnání s běžnou chůzí ($8,7 \pm 1,3$ u mužů, $8,4 \pm 1,8$ u žen), nejednalo se však o statisticky významný rozdíl ani u jednoho pohlaví. Pokud budeme srovnávat subjektivně vnímané úsilí bez ohledu na pohlaví, dospějeme k různým výsledkům. Rodgers, Vanheest a Schachter (1995), Morss, Church, Earnest a Jordan (2001) a Perrey a Fabre (2008) nezjistili výrazný rozdíl v subjektivně vnímaném úsilí mezi nordickou chůzí a běžnou chůzí. Porcari, Hendrickson, Walter, Terry a Walsko (1997) ve svém výzkumu zaznamenali hodnotu subjektivně vnímaného úsilí u nordické chůze nižší o 1,5 bodu Borgovy stupnice než u chůze bez holí. Naopak ve studii, kterou provedli Jordan, Olson,

Earnest, Morss a Church (2001), byla zjištěna hodnota subjektivně vnímaného úsilí nižší u chůze bez holí (9) ve srovnání s nordickou chůzí (13).

Perrey a Fabre (2008) vysvětlují rozdíly ve zjištěných výsledcích mezi různými studii rozdílností výzkumných designů spočívajících zejména v délce trvání, které sebou přinášela rozdílnou kumulaci únavy. Tohle vysvětlení zmíněných autorů se nám zdá nepravděpodobné. Domníváme se, že hlavním důvodem byla technika záběru holí ve smyslu síly vyvíjené na hůl. To však v žádné z citovaných studií sledováno nebylo.

V nulové hypotéze jsme předpokládali, že není rozdíl mezi subjektivně vnímaným úsilím (Borgova škála) při stejném zatížení (rychlost chůze a sklon pásu) u nordické a běžné chůze. Tuto hypotézu zamítáme, neboť u obou pohlaví jsme zaznamenali statisticky významně vyšší subjektivně vnímané úsilí u nordické chůze.

6.3 Srovnání energetického výdeje při nordické a běžné chůzi

Pokud analyzujeme energetický výdej vyjádřený v $\%VO_{2max}$ bez ohledu na rychlost a sklon, pak zjistíme, že u mužů i žen byly vyšší hodnoty energetického výdeje při nordické chůzi ($49,81 \pm 14,84$ u mužů, $55,25 \pm 16,04$ u žen) ve srovnání s běžnou chůzí ($46,45 \pm 13,67$ u mužů, $53,29 \pm 16,07$ u žen). Oba rozdíly byly statisticky významné. U žen tedy došlo k navýšení energetického výdeje u nordické chůze o 1,96 % oproti běžné chůzi, u mužů pak o 3,36 %. Ženy pak měly statisticky významně vyšší hodnoty $\%VO_{2max}$ než muži u obou typů chůze (o 6,84 % u běžné chůze a o 5,44 % u nordické chůze).

Naše výsledky energetického výdeje korelují s výsledky mnoha již provedených studií. Rodgers, Vanheest a Schachter (1995), Porcari, Hendrickson, Walter, Terry a Walsko (1997), Morss, Church, Earnest a Jordan (2001), Jordan, Olson, Earnest, Morss a Church (2001) a Svoboda, Stejskal, Jakubec a Krejčí (2011) taktéž zaznamenali statisticky významně vyšší spotřebu energie u nordické chůze. Haertel, Widmann, Jens-Peter, Robert a Klaus (2011) však nezaznamenali žádné signifikantní rozdíly mezi severskou a běžnou chůzí v energetickém výdeji.

Vyšší energetický výdej při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí bychom mohli vysvětlit tím, že při používání holí se ve větší míře, než je tomu u

chůze bez holí, zapojují do pohybu svaly horní poloviny těla (Svoboda, Stejskal, Jakubec, & Krejčí, 2011). Knight a Caldewel (2000) ve své studii zjistili, že zapojení horní poloviny těla během severské chůze umožňuje redukci nároků na svalstvo dolních končetin. Svalstvo horních končetin však má relativně větší metabolické nároky a nižší pracovní účinnost. Glasheen a MacMahon (1995) popisují, že metabolické požadavky (vztahované k hmotnosti svalů) jsou při užití svalstva horních končetin 4 až 5krát vyšší než u svalstva končetin dolních. I když tedy dojde ke snížení energetického výdeje svalů dolních končetin, celkový výdej energie stoupá.

6.4 Vliv rychlosti a sklonu na subjektivně vnímané úsilí vyjádřené Borgovou škálou

Dalším dílčím cílem této práce bylo analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu pásu na subjektivně vnímané úsilí vyjádřené Borgovou stupnicí. Výsledky ukázaly, že hodnota subjektivně vnímaného úsilí u mužů byla při rychlosti $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ statisticky významně vyšší u běžné chůze ve srovnání s nordickou chůzí, při rychlosti $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ nebyl naměřen rozdíl v hodnotě RPE a při rychlostech $7,2$ a $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ byla zaznamenána signifikantně vyšší hodnota RPE u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí.

Hodnota RPE u žen byla při všech rychlostech vyšší u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí, avšak statisticky významné byly rozdíly pouze u rychlostí $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$.

Můžeme tedy říci, že u obou pohlaví byla hodnota subjektivně vnímaného úsilí vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí při všech rychlostech (kromě rychlosti $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ u mužů), avšak ne všechny rozdíly byly statisticky významné.

Z výsledků analýzy vlivu sklonu na subjektivně vnímané úsilí vyplývá, že u mužů byla hodnota RPE vyšší při nordické chůzi ve srovnání s chůzí bez holí při sklonech 0 % a 7,5 %, statisticky významný rozdíl však byl pouze u sklonu 7,5 %. Při sklonu 5 % byly hodnoty RPE u obou typů chůze shodné.

Hodnota subjektivně vnímaného úsilí u žen byla vyšší u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí při všech sklonech, statisticky významný rozdíl v hodnotě RPE byl však pouze u sklonu 7,5 %.

Opět můžeme konstatovat, že při všech sklonech (kromě sklonu 5 % u mužů) byla zaznamenána vyšší hodnota subjektivně vnímaného úsilí při nordické chůzi oproti běžné chůzi, ne všechny rozdíly však byly statisticky významné.

S rostoucí rychlostí a zvyšujícím se sklonem byla tendence hodnotit chůzi jako více namáhavou u mužů i žen, a to u nordické i běžné chůzi.

6.5 Vliv rychlosti a sklonu na energetický výdej vyjádřený v %VO_{2max}

Zaměříme-li se na vliv rychlosti na energetický výdej vyjádřený v %VO_{2max}, zjistíme, že u mužů byla při všech rychlostech pásu hodnota energetického výdeje statisticky významně vyšší při nordické chůzi oproti chůzi bez holí.

Taktéž u žen byl energetický výdej při všech rychlostech vyšší u nordické chůze ve srovnání s běžnou chůzí, ale statistické významnosti dosahují hodnoty pouze při rychlostech 6,0 km·h⁻¹ a 7,2 km·h⁻¹.

Vliv rychlosti na spotřebu kyslíku při chůzi s holemi rozebírají ve své studii Church et al. (2002). Srovnávají získané hodnoty energetického výdeje s hodnotami dosaženými ve výzkumu Rodgerse et al. (1995) a Porcariho et al. (1997). Church et al. dospěli k podobným výsledkům jako Porcari et al., u Rodgerse et al. však nebyla spotřeba kyslíku tak výrazně vyšší. Tento fakt Church et al. vysvětlují tím, že probandi ve výzkumu Rodgerse et al. šli příliš vysokou rychlostí a tím nebyli schopni efektivně používat hole. Práce svalů horních končetin tak byla nižší, čímž klesl i celkový energetický výdej. Toto tvrzení nekoreluje s naším výzkumem, kdy u mužů i u žen byl nejvyšší energetický výdej právě při nejvyšší rychlosti (7,8 km·h⁻¹).

Máčková a Máček (2002) konstatují, že energetický výdej při chůzi závisí na hmotnosti jedince, rychlosti chůze, typu povrchu terénu a sklonu. Energetický výdej nejprve stoupá lineárně se zvyšující se rychlostí a hmotností, při vyšších rychlostech je však růst výdeje energie strmější, chůze se v tomto okamžiku stává méně ekonomickou. To souhlasí s výsledky našeho měření, kdy energetická spotřeba rostla u obou pohlaví s rostoucí rychlostí chůze, a to jak s holemi, tak bez holí.

Porovnáme-li energetický výdej mezi nordickou chůzí a běžnou chůzí s ohledem na sklon, pak byl u mužů zjištěn statisticky významně vyšší výdej energie u nordické chůze při všech sklonech.

Energetický výdej u žen byl taktéž vyšší u nordické chůze při všech sklonech, ale signifikantně vyšší hodnota byla jen u sklonu 0 %.

Máček a Máčková (2002) uvádí, že při normální chůzi z kopce se energetický výdej snižuje přibližně o 25 % proti rovině, naopak při chůzi do kopce stoupá asi v podobném rozmezí. Lze tedy odhadnout, že při chůzi s holemi bude energetický výdej ještě vyšší z důvodu zapojení většího množství svalů. To se v naší studii potvrdilo u obou pohlaví, kdy při nordické chůzi byl energetický výdej větší než při běžné chůzi. Naopak Perrey a Fabre (2008) při chůzi se stoupáním 15 % a po rovině nezaznamenali zvýšení energetických nároků při nordické chůzi oproti chůzi běžné, signifikantní rozdíl však zjistili při klesání 15 %.

Z výsledků můžeme usuzovat, že se stoupajícím sklonem terénu a zvyšující se rychlostí chůze roste také energetický výdej u obou typů chůze, u nordické je pak tendence k vyššímu výdeji energie ve srovnání s běžnou chůzí.

6.6 Vliv rychlosti a sklonu na subjektivně vnímané úsilí s ohledem na energetický výdej (%VO_{2max}/RPE)

Dalším dílčím cílem práce bylo analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu na subjektivně vnímané úsilí s ohledem na energetický výdej (%VO_{2max}/RPE). Čím vyšší číslo, tím větší energetický výdej vztahený na jeden bod Borgovy stupnice. Pokud se zaměříme na vliv rychlosti, pak zjistíme, že hodnota %VO_{2max}/RPE byla u mužů vyšší u nordické chůze při rychlostech 6,0 km·h⁻¹, 6,6 km·h⁻¹ a 7,8 km·h⁻¹, ale statisticky významný rozdíl byl zaznamenán pouze u rychlosti 6,0 km·h⁻¹. Při rychlosti 7,2 km·h⁻¹ byla hodnota ukazatele naopak vyšší u běžné chůze, rozdíl však neměl statistickou významnost.

U žen byla hodnota %VO_{2max}/RPE vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí u dvou rychlostí, a to 6,0 km·h⁻¹ a 7,8 km·h⁻¹, tento rozdíl byl však bez statistické významnosti. U rychlostí 6,6 km·h⁻¹ a 7,2 km·h⁻¹ byla hodnota ukazatele vyšší při běžné chůzi, opět však tyto hodnoty nebyly statisticky významné.

Na základě uvedených výsledků nemůže jednoznačně usoudit, jaký vliv má rychlost na subjektivně vnímané úsilí vztahené k energetickému výdeji (%VO_{2max}/RPE) při nordické a běžné chůzi.

V případě sklonu byla hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ u mužů při všech sklonech vyšší u nordické chůze v porovnání s běžnou chůzí. Statistickou významnost však měla pouze hodnota u sklonu 5 %.

V případě žen byla hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ vyšší u nordické chůze pouze při sklonu 0 %, nešlo však o statisticky významný rozdíl v hodnotách mezi nordickou a běžnou chůzí. Při sklonech 5 % a 7,5 % byla hodnota ukazatele naopak vyšší u běžné chůze, opět však nebyla statisticky významná.

Stejně jako v případě rychlosti nelze u sklonu jednoznačně usuzovat, jaký vliv má sklon na subjektivně vnímané úsilí vztažené k energetickému výdeji ($\%VO_{2max}/RPE$) při nordické a běžné chůzi.

6.7 Limity studie

Subjektivně vnímané úsilí se těžko hodnotí s naprostou přesností. Hodnoty jsou do značné míry také ovlivněny aktuálním stavem organismu testované osoby (únava, nemoc, psychika, zranění atd.). Další fakt, který mohl zkreslit výsledky, byl ten, že testy neprobíhaly v jeden den a tím mohlo být ovlivněno „stejně“ hodnocení vnímaného úsilí.

Výsledky výzkumu mohly být také ovlivněny tím, že některé naměřené údaje se ztratily nebo někteří probandi nebyli schopni zvládnout test při nejvyšších rychlostech a sklonech, čímž nám opět některé údaje chyběly.

Výzkum mohl být ovlivněn i tím, že testovaný soubor nebyl vytvořen náhodným výběrem, ale byl založen na dobrovolnosti.

Testování proběhlo ve standardních laboratorních podmínkách a můžeme se jen domnívat, zda by výsledky naměřené v terénu byly stejné. Bylo by tedy vhodné se v dalších studiích zabývat testováním nordické chůze v terénních podmínkách.

Nordickou chůzi lze považovat za vhodnější pohybovou aktivitu než běžnou chůzi, a to především u lidí obézních a s nadváhou (Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, & Schena, 2009). Chůze s holemi odlehčuje kloubům dolních končetin (Koizumi, Tsujiuchi, Takeda, Fujikura, & Kojima, 2011) a zvyšuje energetický výdej oproti chůzi bez holí. Zapojením většího počtu svalových skupin nedochází při správné technice k přetěžování určitých partií těla.

7 ZÁVĚRY

Lze konstatovat, že se nám podařilo dosáhnout hlavního i všech dílčích cílů práce. Stanovené hypotézy jsme zamítli, jelikož nebyly splněny všechny podmínky pro jejich potvrzení. Podařilo se nám zodpovědět na všechny výzkumné otázky.

Hlavním cílem práce bylo porovnat subjektivně vnímané úsilí při nordické chůzi a běžné chůzi s ohledem na energetický výdej. Výsledky ukázaly, že muži měli statisticky významně vyšší hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ u nordické chůze, ženy naopak u běžné chůze, ale bez statistické významnosti. Ženy měly signifikantně vyšší hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ než muži. U mužů je tedy vyšší vnímané úsilí u nordické chůze provázeno adekvátním zvýšením energetického výdeje, u žen tomu tak není.

Při analýze vlivu rychlosti na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ bylo zjištěno, že u mužů byla vyšší při rychlostech $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ u nordické chůze a při rychlostech $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ u běžné chůze. Statistické významnosti dosáhl rozdíl pouze u rychlosti $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. U žen byla hodnota vyšší u chůze s holemi při všech rychlostech kromě rychlosti $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, kdy byla vyšší u běžné chůze, všechny rozdíly však byly bez statistické významnosti. S ohledem na sklon byla u mužů hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ vyšší při nordické chůzi u všech sklonů, avšak pouze u sklonu 5 % měl rozdíl statistickou významnost. U žen byla hodnota $\%VO_{2max}/RPE$ vyšší u nordické chůze jen u sklonu 0 % a u sklonů 5 % a 7 % byla hodnota ukazatele vyšší při běžné chůzi, rozdíly nebyly ani v jednom případě statisticky významné. Z výsledků nelze vyvodit obecný závěr, jaký vliv má rychlost a sklon pásu na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$.

Při srovnání subjektivně vnímaného úsilí (RPE) mezi nordickou a běžnou chůzí z výsledků vyplynulo, že obě pohlaví měly vyšší hodnoty RPE u chůze s holemi, avšak pouze u žen dosáhl rozdíl statistické významnosti. Ženy pak vnímaly nordickou chůzi jako více namáhavou než muži, rozdíl však nebyl statisticky významný. U obou pohlaví při všech rychlostech (kromě rychlosti $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ u mužů) a sklonech (s výjimkou sklonu 5 % u mužů) byly zaznamenány tendence k vyšší hodnotě RPE u nordické chůze, ne všechny rozdíly však měly statistickou významnost.

U mužů i žen byly zaznamenány statisticky významně vyšší hodnoty energetického výdeje při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí. Nordická chůze tedy zvyšuje výdej energie. Ženy pak měly statisticky významně vyšší hodnoty $\%VO_{2max}$ než muži u obou typů chůze. Pro ženy je tedy nordická chůze energeticky náročnější než pro muže. Při všech rychlostech i sklonech měli muži signifikantně vyšší energetický výdej při nordické chůzi, u žen byla také tendence ke zvýšení výdeje energie u chůze s holemi, ale statistické významnosti dosáhly hodnoty pouze při rychlostech $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a sklonu 0 %.

Severská chůze je aerobní aktivitou vhodnou pro osoby jakéhokoliv věku či různé úrovně fyzické zdatnosti. Jelikož je při chůzi s holemi vyšší energetický výdej než při chůzi bez holí, lze ji doporučit jako vhodnější pohybovou aktivitu pro redukci hmotnosti než běžnou chůzi. Jak vyplývá z výsledků, pro ženy může být nordická chůze namáhavější než běžná chůze, aniž by se při tom adekvátně zvýšil energetický výdej.

8 SOUHRN

Severská chůze je poměrně mladou pohybovou aktivitou. Jde o použití holí při běžné chůzi, čímž se zapojí větší množství svalů. Tato diplomová práce navazuje na studie již realizované na pracovišti Katedry přírodních věd v kinantropologii, zabývající se vlivem chůze s holemi na změny energetického výdeje.

Hlavním cílem práce bylo porovnat subjektivně vnímané úsilí při nordické chůzi a běžné chůzi s ohledem na energetický výdej pomocí poměrového ukazatele $\%VO_{2max}/RPE$. Dílčím cílem bylo porovnat hodnoty subjektivně vnímaného úsilí (RPE) mezi nordickou a běžnou chůzí a mezi muži a ženami. Dalším cílem bylo analyzovat a interpretovat vliv rychlosti a sklonu pásu na subjektivně vnímané úsilí s pomocí Borgovy stupnice, na energetický výdej vyjádřený v $\%VO_{2max}$ a na subjektivně vnímané úsilí s ohledem na energetický výdej ($\%VO_{2max}/RPE$).

Testovaný soubor byl tvořen 20 studenty a zaměstnanci Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (10 mužů a 10 žen). Průměrný věk probandů byl $25,6 \pm 1,9$ let, hodnoty BMI $22,5 \pm 1,9 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$, maximální spotřeba kyslíku (VO_{2max}) $55,38 \pm 7,3 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u mužů a $46,1 \pm 4,66 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ u žen a maximální tepová frekvence (TF_{max}) $193,2 \pm 5,1 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$. Testování proběhlo za standardních laboratorních podmínek.

Každý proband podstoupil zátěžový stupňovaný test do maxima a 24 desetiminutových testů (12 chůzí bez holí a 12 s holemi) při kombinaci 4 rychlostí ($6,0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $7,2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a $7,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) a 3 sklonů pásu (0 %, 5 % a 7,5 %). Všechny testy proběhly na běžeckém ergometru LODE Valiant.

Z výsledků vyplývá, že subjektivně vnímané úsilí (RPE) bylo u mužů i žen vyšší při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí (u mužů o 0,28 a u žen o 0,59 bodů Borgovy stupnice), avšak jen u žen byl tento rozdíl statisticky významný. Ženy měly u obou typů chůze vyšší hodnotu RPE než muži, ale tento rozdíl nebyl statisticky významný. U obou pohlaví při všech rychlostech (kromě rychlosti $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ a $6,0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ u mužů) a sklonech (s výjimkou sklonu 5 % u mužů) byly zaznamenány tendence k vyšší hodnotě RPE u nordické chůze, ne všechny rozdíly však měly statistickou významnost.

U obou pohlaví byly statisticky významně vyšší hodnoty energetického výdeje při nordické chůzi ve srovnání s běžnou chůzí. Ženy pak měly statisticky významně vyšší hodnoty $\%VO_{2max}$ než muži u obou typů chůze. Při všech rychlostech i sklonech měli muži signifikantně vyšší energetický výdej při nordické chůzi, u žen byla také tendence ke zvýšení výdeje energie u chůze s holemi, ale statistické významnosti dosáhly hodnoty pouze při rychlostech 6 $km \cdot h^{-1}$ a 7,2 $km \cdot h^{-1}$ a sklonu 0 %.

Muži měli statisticky významně vyšší hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ u nordické chůze, ženy naopak u běžné chůze, ale bez statistické významnosti. Muži měli signifikantně nižší hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ než ženy. Vliv rychlosti a sklonu na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ nevykazoval žádné systematické tendence, nelze tudíž z výsledků vyvodit obecné tvrzení.

9 SUMMARY

Nordic walking is a relatively new physical activity. It is a kind of activity where two poles are used during the walk hence many more body muscles are utilized. This thesis is the continuation of research already conducted at the Department of Natural Science in Kinanthropology specializing in walking with poles and changes in exertion of energy.

The main task of this study was to compare subjectively rating of perceived effort during the Nordic walking to the normal walking with regards to energy output according to the ratio index $\%VO_{2max}/RPE$. The secondary task was to compare the values of subjective rating of perceived effort (RPE) of Nordic and normal walking between men and women. The next objective was to analyze and interpret the influence of speed and the slope of a treadmill on subjective rating of perceived effort according to the Borg Scale, on energy output expressed in $\%VO_{2max}$ and on the subjective rating of perceived effort with respect to energy output ($\%VO_{2max}/RPE$).

The tested group consisted of 20 students and employees of the Faculty of Physical Education of the Palacký's University in Olomouc (10 men and 10 women). The probands average age was $25,6 \pm 1,9$ years, BMI values $22,5 \pm 1,9$ $kg \cdot m^{-2}$, max. oxygen consumption (VO_{2max}) $55,38 \pm 7,3$ $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ at men and $46,1 \pm 4,66$ at women and the max. pulse rate (TF_{max}) $193,2 \pm 5,1$ $pulses \cdot min^{-1}$. Testing took place in standard laboratory conditions.

Each proband underwent a standard load test with escalation to the maximum intensity and 24 ten-minute tests (12 walks without sticks and 12 with sticks) in a combination of 4 speeds ($6,0$ $km \cdot h^{-1}$, $6,6$ $km \cdot h^{-1}$, $7,2$ $km \cdot h^{-1}$ and $7,8$ $km \cdot h^{-1}$) and 3 treadmill slopes (0 %, 5 % and 7,5 %). All tests took place at the LODE Valiant ergometer treadmill.

The results indicated that the subjective rating of perceived effort was greater during the Nordic walking in comparison to normal walking. This applies to men and women respectively but the results were statistically significant only for women. The greater value of RPE was more noticeable in women rather than men but the difference was not significant. Both sexes recorded tendencies to greater value of RPE during the Nordic walking at all speeds (except for the

speed of 6,6 km·h⁻¹ and 6,0 km·h⁻¹ in men) and slopes (except for 5 % in men). Not all the results were statistically significant.

Both sexes recorded statistically higher values of energy output during the Nordic walking in comparison to normal walking. Women recorded statistically higher values of %VO_{2max} than men at both types of walking. The men recorded significant increases in energy output during Nordic walking at all speeds, while the women recorded increases in energy output during Nordic walking, but statistically significant values were reached at the speeds of 6,0 km·h⁻¹ and 7,2 km·h⁻¹ and a slope of 0%.

The men recorded significantly higher value of %VO_{2max}/RPE during the Nordic walking. On the contrary the women recorded higher values during normal walking but without statistical significance. The men had a significantly lower value of %VO_{2max}/RPE than the women. The effect of speed and slope on value of %VO_{2max}/RPE did not show any systematic tendencies. Therefore no general assertion could be concluded from these results.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Åstrand, P. O., Rodahl, K., Dahl, K. A., & Strømme, 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.
- Borg, G., (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 2(2), 92-98.
- Breyer, M-K., Breyer-Kohansal, R., Funk, G-C., Dornhofer, N., Spruit, M. A., Wouters, E. F., Burghuber, O. C., & Hartl, S. (2010). Nordic walking improves daily physical activities in COPD: A randomised controlled trial. *Respiratory Research*, 11(112). Retrieved 7. 4. 2012 from the World Wide Web: <http://respiratory-research.com/content/pdf/1465-9921-11-112.pdf>.
- Brown, S. P., Miller, W. C., & Eason, J. M. (2006). *Exercise physiology: basis of human movement in health and disease*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Church, T. S., Earnest, C. P., & Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296-300.
- Česká asociace Nordic Walking. (2012). *Česká asociace Nordic Walking*. Retrieved 1. 4. 2012 from the World Wide Web: http://www.czech-nordicwalking.com/index.php?Itemid=28&view=article&option=com_content&id=65.
- Daněk, K. (1989). *Chůze znovu objevená*. Praha: Olympia.
- Dannenmann, M. (2011). „Eigentlich ist es nichts Besonderes - und genau das ist gut so!“. Nordic Walking in der Onkologie. *Forschung Frankfurt*, 29(2), 16-17.
- Downer, D. (2006). *Nordic walking: step by step*. (bez místa vydání): Nordic Walking Publications.
- Dýrová, J., Lepková H. a kolektiv. (2008). *Kardiofitness – vytrvalostní aktivity v každém věku*. Praha: Grada Publishing.

- Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonardi, A. & Schena, F. (2011). Efficacy of Nordic walking in obesity management. *International Journal of Sports Medicine*, 32(6), 407-414.
- FITTREK. (2011). *Nordic walking shoes*. Retrieved 25. 4. 2012 from the World Wide Web: http://feetfirstfitness.com/article_info.php?articles_id=23.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- Glasheen, J. W., & McMahon, T. A. (1995). Arms are different from legs: mechanics and energetics of human hand-running. *J Appl Physiol*, 78(4), 1280-7.
- Haertel, S., Widmann, N., Jens-Peter, G., Robert, M., & Klaus, B. (2011). Analysis and comparison of energy expenditure in walking and nordic walking at self-imposed speed [Abstract]. *Med Sci Sports Exerc.*, 43(5), 479.
- Hajn, V. (2001). *Antropologie II*. (2nd ed.) [Vysokoškolská skripta]. Olomouc: UP Olomouc.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hansen, E. A., & Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during nordic walking with different pole lengths. *J Strength Cond Res*, 23(4), 1187-1194.
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2008). Nordic walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scand J Med Sci Sports*, 18(4), 436-441.
- International Nordic Walking Federation. (2010). *The birth of Nordic Walking – the story*. Retrieved 1. 4. 2012 from the World Wide Web: http://inwa-nordicwalking.com/index.php?option=com_content&view=article&id=57&Itemid=114.
- Jakubec, A., Stejskal, P., Svoboda, Z., Krejčí, J., Salinger, J., Štěpaník, P., Smékal, D., & Klimešová, I. (2009). Výzkumný design severské chůze ve světle prvních výsledků. *Med Sport Boh Slov*, 18(4), 185-187.
- Janura, M. (1997). *Biomechanika chůze* [Učební texty]. Ostrava: Ostravská univerzita, Lékařská fakulta.
- Johanson, D & Edey, M. (1981). *Lucy: The beginnings of humankind*. New York: Simon and Schuster.

- Jordan, A. N., Olson, T. P., Earnest, C. P., Morss, G. M., & Church, T. S. (2001). Metabolic cost of high intensity poling while nordic walking versus normal walking. *Med Sci Sports Exerc.*, 33(5), S86.
- Kalousková, P. & Kunešová, M. (2008). Obezita – stále podceňovaná nemoc [Electronic version]. *Medicína pro praxi*, 5 (1), 6-8. Retrieved 3. 3. 2012 from the World Wide Web: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2008/01/02.pdf>.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Oxford: Elsevier.
- Knight, C. A., & Caldwell, G. E. (2000). Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: Are hiking poles beneficial? *Med Sci Sports Exerc.*, 32(12), 2093-2101.
- Kocur, P., Deskur-Smielecka, E., Wilk, M., & Dylewicz, P. (2009). Effects of Nordic Walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome — a controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 23 (11), 995-1004.
- Koizumi, T., Tsujiuchi, N., Takeda, M., Fujikura, R., & Kojima, T. (2011). Load dynamics of joints in Nordic walking. *Procedia Engineering*, 13, 544-551.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kovařovic, K., Karda, M., & Holeček, J. (2011). *Severské fitness: nordic walking: dynamická sportovní chůze s hůlkami*. Praha: Olympia.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu: studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku*. Praha: Triton.
- Kračmar, B., Bačáková, R., Mikulíková, P., Hrouzová, L., & Hojka, V. (2011). Nordic walking, vliv na pohybovou soustavu člověka. *Česká kinantropologie*, 15(1), 101-110.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2007). 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. *Scand J Med Sci Sports*, 17(4), 316-323.

- Mannerkorpi, K., Nordeman, L., Cider, Å., & Jonsson, G. (2010). Does moderate-to-high intensity Nordic walking improve functional capacity and pain in fibromyalgia? A prospective randomized controlled trial. *Arthritis Research & Therapy*, 12(5). Retrieved 7. 4. 2012 from the World Wide Web: <http://arthritis-research.com/content/pdf/ar3159.pdf>.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (1991). *Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance*. Philadelphia: Lea and Febiger.
- Měkota, K., Kovář, R., & Štěpnička, J. (1990). *Antropomotorika 2* [Vysokoškolská skripta]. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Mikalački, M., Čokorilo, N., & Katić, R. (2011). Effect of nordic walking on functional ability and blood pressure in elderly women. *Coll. Antropol.*, 35(3), 889-894.
- Mira, M. (2008). *Správná technika Nordic Walking*. Retrieved 6. 4. 2012 from the World Wide Web: http://www.severskachuze.cz/wiki/doku.php/chuze/prima_chuze.
- Mommertová-Jauchová, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Plot.
- Montoye, H. J., Kemper, H. C. G., Saris, W. H. M., & Washburn, R. A. (1996). *Measuring physical activity and energy expenditure*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Moreno, J. (2007). *Nordic Walking: técnica base*. Retrieved 8. 3. 2012 from the World Wide Web: <http://medininca.blogspot.cz/2007/07/nordic-walking-technica-base.html>.
- Moretti, F. (2007). *Già da diversi secoli l'uomo pratica il nordic walking...* Retrieved 6. 4. 2012 from the World Wide Web: <http://www.nordicwalkingtime.it/news/gia-da-diversi-secoli-luomo-pratica-il-nordic-walking>.
- Morss, G. M., Church, T. S., Earnest, C. P., & Jordan, A. N. (2001). Field test comparing the metabolic cost of normal walking versus nordic walking. *Med Sci Sports Exerc.*, 33(5), S23.
- Murray, M. P., Kory, R. C., & Clarkson, B. H. (1969). Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol*, 24 (2), 169-178.
- Nottingham, S., & Jurasin, A. (2010). *Nordic walking for total fitness*. Champaign, IL.: Human Kinetics.

- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J. D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *Vasc Endovasc Surg*, 36 (6), 689-694.
- Orth, H. (2009). *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. České Budějovice: KOPP.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, N.J.: Slack.
- Perrey, S., & Fabre, N. (2008). Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. *J Sports Sci & Med*, 7(1), 32-38.
- Placheta, Z., a kol. (2001). *Zátěžové vyšetření a pohybová léčba ve vnitřním lékařství*. Brno: Masarykova univerzita.
- Porcari, J. P., Hendrickson, T. L., Walter, P. R., Terry, L., & Walsko, G. (1997). The physiological responses to walking with and without Power Poles on treadmill exercise. *Res Q Excer Sport.*, 68(2), 161-6.
- Powers, S. K., & Howley, E. T. (1997). *Exercise Physiology: Theory and Application to Fitness and Performance*. Madison: Brown and Benchmark.
- Pramann, U., & Schäufle, B. (2007). *Nordic walking: program treningowy dla seniorów* (M. Dąbrówka, Trans.). Warszawa: Oficyna Wydawnicza „Interspar“. (Original work Publisher 2006).
- Riegerová, J. (2012). *Ekologie člověka* [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Rodgers, C.D., Vanheest, J.L., & Schacter, C.L. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Med Sci Sports Exerc.*, 27(4), 607-11.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking* (3rd ed.). Philadelphia, PA.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schmidt, M. R., Winski, N., & Helmkamp, A. (2010). *Nordic fitness: severské sporty na léto i zimu* (J. Hlavička, Trans.). Praha: Jan Vašut. (Original work published 2005).
- Sedliak, M., & Pavelka, B. (2003). Nordic walking – kondičná chôdza. *Těl. Vých. Šport*, 13(2), 12-15.
- Siemieńczuk, E., & Drog, Ł. (2010). *Nordic walking: spacer pro zdrowie*. Toruń: Literat.

- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cyprianová, H. (2008). *100+1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické*. Praha: Grada Publishing.
- Sparkers, V., Warren, L., & Whitehouse, K. (2012). Abdominal muscle activity and lower limb forces when walking with nordic walking poles [Abstract]. *J Bone Joint Surg Br*, 94-B(SUPP 1 21).
- Sprod, L. K., Drum, S. N., Bentz, A. T., Carter, S. D., & Schneider, C. M. (2005). The effects of walking poles on shoulder function in breast cancer survivors. *Integrative Cancer Therapies*, 4 (4), 287-293.
- Stejskal, P. (2004). *Proč a jak se zdravě hýbat*. Břeclav: Presstempus.
- Stejskal, P., & Vystrčil, M. (2005). Severská chůze a její využití v tělovýchovném lékařství. *Med Sport Boh Slov*, 14 (4), 158-165.
- Sucharda, P. (2005). Obézní pacient [Electronic version]. *Medicína pro praxi*, 3, 99-102. Retrieved 3. 3. 2012 from the World Wide Web: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2005/03/03.pdf>.
- Suija, K., Pechter, Ü., Kalda, R., Tähepõld, H., Maaros, J., & Maaros, H.-I. (2009). Physical activity of depressed patients and their motivation to exercise: Nordic Walking in family practice. *Int J Rehabil Res*, 32 (2), 132-138.
- Suomen Latu. (2012). *The history and birth of Nordic Walking*. Retrieved 1.4. 2012 from the World Wide Web: http://www.suomenlatu.fi/suomen_latu/en/nordic_walking/.
- Svačina, Š. et al. (2008). *Klinická dietologie*. Praha: Grada Publishing.
- Svoboda, Z., Stejskal, P., Jakubec, A., & Krejčí, J. (2011). Kinematical analysis, pole forces and energy cost of nordic walking – slope influence. *Acta Univ. Palacki. Olomouc. Gymn.*, 41(2), 27-34.
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada Publishing.
- Štochl, J. (2006). *Fylogeneze a ontogeneze motoriky* [nepublikovaná přednáška]. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Trew, M., & Everett, T. (1996). *Human movement: an introductory text* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone.
- US Department of Health and Human Services. (2008). *Physical activity guidelines for Americans*. Retrieved 21. 4. 2012 from the World Wide Web : <http://www.health.gov/PAGuidelines/pdf/paguide.pdf>.

- Van Eijkeren, F. J. M., Reijmers, R. S. J., Kleinveld, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P., & Bloem, B. R. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 23 (15), 2239-2243.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6 (3), 84-85.
- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia*, 35 (2), 78-83.
- Vaughan, C. L. (2003). Theories of bipedal walking: An odyssey. *Journal of Biomechanics*, 36 (4), 513-523.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. (2nd ed.). Praha: Triton.
- Veselý, J. (2007). *Dynamická chůze*. Olomouc: Fontána.
- Vilikus, Z., Brandejský, P., & Novotný, V. (2004). *Tělovýchovné lékařství*. Praha: Karolinum.
- Vrtěl, L. (2010). *Vliv rychlosti a sklonu terénu na intenzitu zatížení při severské a běžné chůzi*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Weaver, L. J., & Ferg, A. L. (2010). *Therapeutic measurement and testing: the basics of ROM, MMT, posture and gait analysis*. Clifton Park, N.Y.: Delmar Cengage Learning.
- Wendlova, J. (2008). Nordic walking – it is suitable for patients with fractured vertebra? *Bratisl Lek Listy*, 109(4), 171-176.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Willmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (2008). *Physiology of sport and exercise* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

11 SEZNAM PŘÍLOH

1. Ukázka hodnot použitých při statistickém zpracování.
2. Prohlášení o účasti na testování.
3. Testování nordické chůze.
4. Vliv rychlosti na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ u mužů.
5. Vliv rychlosti na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ u žen
6. Vliv sklonu na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ u mužů.
7. Vliv sklonu na hodnotu $\%VO_{2max}/RPE$ u žen.

Příloha 1. Ukázka hodnot použitých při statistickém zpracování.

1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	pohlaví
7,8	7,8	7,8	7,2	7,2	7,2	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	6,6	rychlost
7,5	5	0	7,5	5	0	7,5	5	5	5	0	7,5	5	5	0	7,5	5	5	0	0	sklon
7,8_pp	7,8_p	7,8_0	7,2_pp	7,2_p	7,2_0	6,6_pp	6,6_p	6,6_0	6,6_pp	6,6_0	6,0_pp	6,0_p	6,0_0	6,0_0	6,0_0	6,0_0	6,0_0	6,0_0	6,0_0	
14	12	11	13	12	10	11	10	9	10	9	10	10	9	9	10	9	9	9	9	borg_ch
16	15	11	12	14	10	13	8	8	8	9	9	9	8	8	9	8	8	8	8	borg_nw
49,07	44,70	29,29	48,11	39,63	29,59	38,97	29,49	21,66	33,83	21,66	33,83	32,04	22,48	22,48	32,04	22,48	22,48	22,48	22,48	VO2m3ch
47,86	57,11	39,41	47,29	33,12	24,55	43,60	34,57	27,17	39,30	27,17	39,30	35,55	21,66	21,66	35,55	21,66	21,66	21,66	21,66	VO2m3nw
3,51	3,73	2,66	3,70	3,30	2,96	3,54	2,95	2,41	3,38	2,41	3,38	3,20	2,50	2,50	3,20	2,50	2,50	2,50	2,50	VO2max/ RPEch
2,99	3,81	3,58	3,94	2,37	2,45	3,35	4,32	3,02	4,37	3,02	4,37	3,95	2,71	2,71	3,95	2,71	2,71	2,71	2,71	VO2max/ RPEnw

Vysvětlivky: CH – běžná chůze, NW – severská chůze, pohlaví: 1 – muž, 2 – žena, RPE – subjektivně vnímané úsilí, VO_{2max} – maximální spotřeba kyslíku

Příloha 2. Prohlášení o účasti na testování.

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.

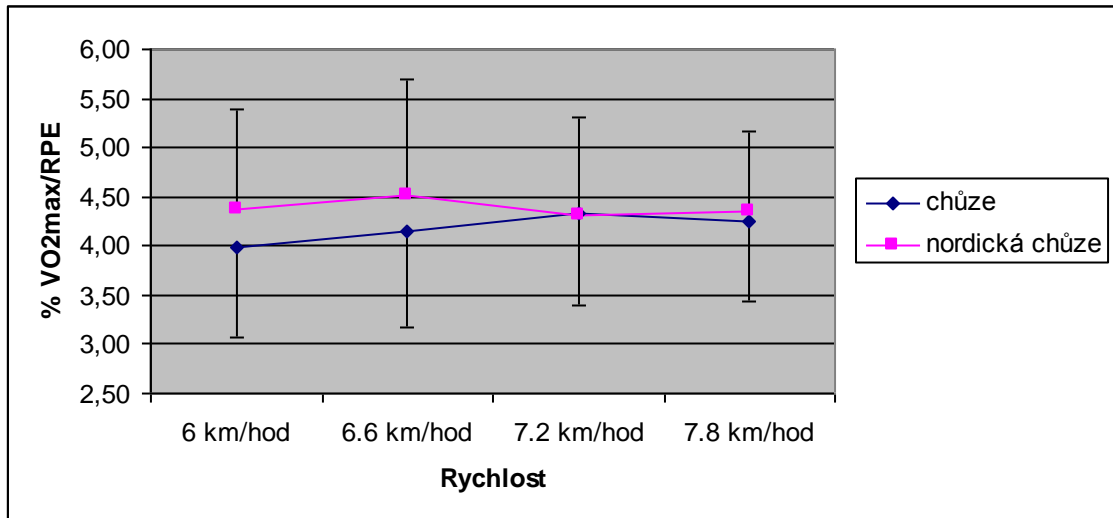
V Olomouci dne:

Podpis:

Příloha 3. Testování nordické chůze.

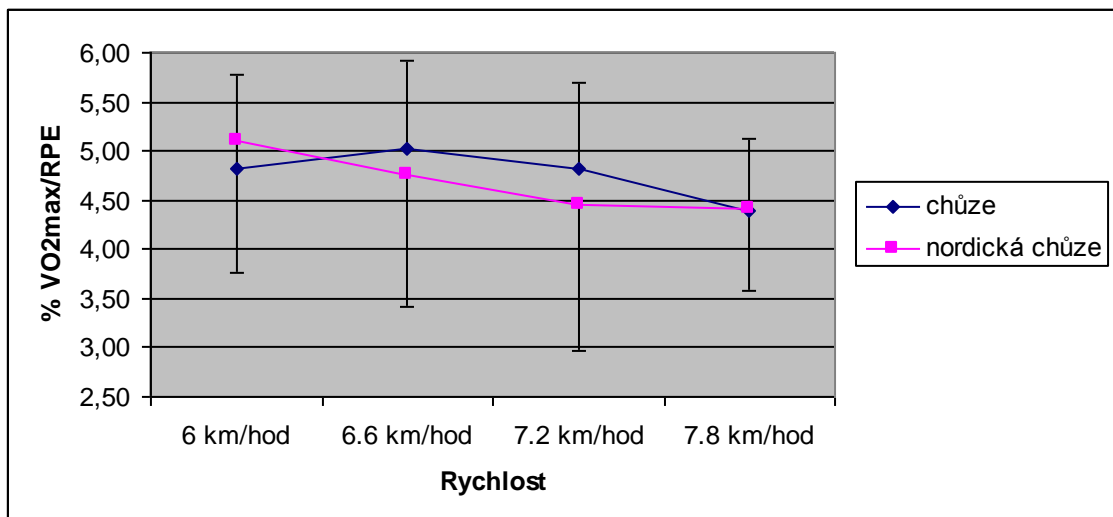


Příloha 4. Vliv rychlosti na hodnotu %VO_{2max}/RPE u mužů.



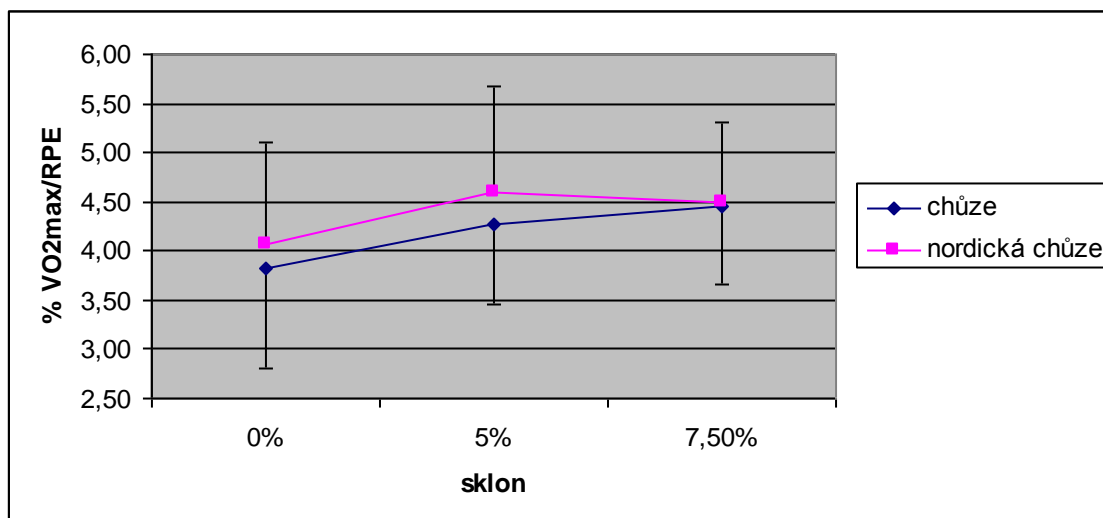
Vysvětlivky: %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaném úsilí.

Příloha 5. Vliv rychlosti na hodnotu %VO_{2max}/RPE u žen.



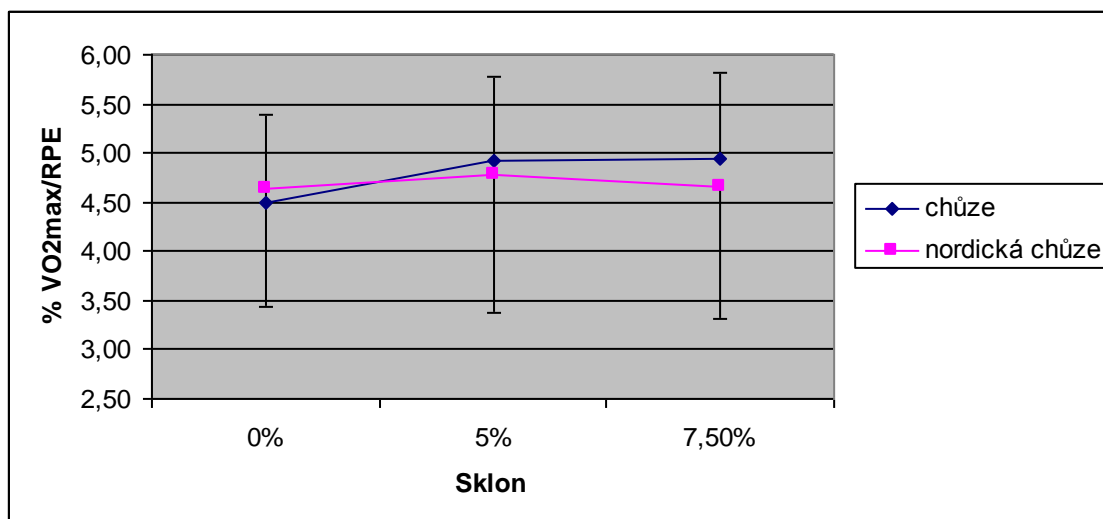
Vysvětlivky: %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaném úsilí.

Příloha 6. Vliv sklonu na hodnotu %VO_{2max}/RPE u mužů.



Vysvětlivky: %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaném úsilí.

Příloha 7. Vliv sklonu na hodnotu %VO_{2max}/RPE u žen.



Vysvětlivky: %VO_{2max}/RPE – poměr mezi procentem maximální spotřeby kyslíku a subjektivně vnímaném úsilí.