

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV RYCHLOSTI A SKLONU PODLOŽKY NA ROZSAH POHYBU HORNÍCH
KONČETIN A TRUPU PŘI NORDIC WALKING A BĚŽNÉ CHŮZI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Alice Kopynová, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Alice Kopynová

Název diplomové práce: Vliv rychlosti a sklonu podložky na rozsah pohybu horních končetin a trupu při Nordic Walking a běžné chůzi

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt:

Nordic Walking je velmi oblíbenou pohybovou aktivitou, pro niž je typické použití holí při chůzi, napodobující tak běžecké lyžování. Vyznačuje se řadou charakteristik, mezi něž patří například zvýšený energetický výdej a výraznější zapojení svaloviny při pohybu oproti prosté chůzi. Cílem této práce bylo analyzovat a objektivně zhodnotit do jaké míry použití holí, rychlost chůze a sklon podložky ovlivní úhlový rozsah pohybu horních končetin a trupu při chůzi. K hodnocení chůze bylo využito 3D kinematické analýzy. Statisticky významné zvětšení úhlového rozsahu pohybu jsme zjistili při chůzi s holemi pro pohyb pánve v sagitální rovině a dále pro sdružený pohyb v kloubu loketním a v zápěstí. V ramenním kloubu jsme zjistili naopak statisticky významně menší úhlový rozsah pohybu v sagitální rovině. V případě chůze různými rychlostmi bylo potvrzeno statisticky významné zvětšení rozsahu pohybu pánve v sagitální a transversální rovině. Z výsledků vyplývá, že sklon podložky má na rozsah pohybu horních končetin a trupu při chůzi pouze zanedbatelný vliv, statisticky významné zvětšení rozsahu pohybu bylo zjištěno pouze pro pánev v sagitální rovině.

Klíčová slova: kinematická analýza, rychlost, sklon, hole, horní končetiny, trup

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Alice Kopynová

Title of the thesis: Impact of the walking speed and slope of the ground on the range of motion of the upper extremities and trunk in Nordic Walking and natural walking

Department: Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

The year of presentation: 2016

Abstract:

Nordic Walking is a popular form of physical activity, known for its use of hiking poles while walking, thus resembling cross-country skiing. It is characterized by a number of attributes, one of which is higher energetic expenditure and significantly greater muscle activity when compared with natural walking. The purpose of this thesis is to analyze the impact of hiking poles; walking speed; slope of the ground on the range of motion of the upper extremities and trunk while walking. Three-dimensional motion analysis was used to assess the kinematic gait parameters. Significantly higher range of motion values occurred in the sagittal plane of the pelvic girdle and in the case of combined 3D motion of the elbow and the wrist while walking with the poles. On the other hand, the shoulder joint showed significantly lower range of motion in the sagittal plane during Nordic Walking. In case of different walking speeds, statistically significant higher range of motion was confirmed only for the pelvis in the sagittal and transverse plane. The results suggest that the slope of the ground has a minimal impact on the range of motion of the upper extremities and the trunk; statistically significant higher range of motion was shown only in the sagittal plane of the pelvis.

Key words: kinematic analysis, walking speed, ground slope, poles, upper extremities, trunk

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, PhD., uvedla všechny použité literární zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 14. listopadu 2015

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, PhD. za vedení, odborný dohled, pomoc, cenné rady a čas, který mi věnoval během zpracování diplomové práce a za pomoc při statistickém zpracování dat při výzkumu. Děkuji všem, kteří se na výzkumu podíleli jako probandi a také své rodině za podporu při studiu.

Obsah

1	ÚVOD.....	8
2	SYNTÉZA POZNATKŮ	9
2.1	Nordic Walking	9
2.1.1	Charakteristika pojmu Nordic Walking	9
2.1.2	Principy Nordic Walking	9
2.1.3	Hole	10
2.1.4	Technika chůze s holemi po rovině.....	11
2.1.5	Technika chůze s holemi do kopce.....	12
2.1.6	Technika chůze s holemi z kopce	12
2.1.7	Typy severské chůze	12
2.2	Chůze a chůzový cyklus bez holí.....	13
2.2.1	Chůze	13
2.2.2	Chůzový cyklus	14
2.2.3	Období chůzového cyklu.....	14
2.2.4	Časově-prostorové parametry chůze	15
2.2.5	Biomechanika chůze	16
2.3	Svalové smyčky a svalové řetězce	17
2.4	Ontogeneze lidské lokomoce	19
2.5	Pohyb trupu při chůzi bez holí	20
2.6	Pohyb horních končetin při chůzi bez holí	22
2.7	Porovnání Nordic Walking a přirozené chůze bez holí	26
2.8	Fyziologická odpověď organismu na Nordic Walking	27
2.9	Možnosti analýzy chůze	28
2.9.1	Kinematická analýza	29
2.9.2	Umístění značek pro záznam pohybu.....	30
3	CÍLE	32
3.1	Hlavní cíl práce.....	32
3.1.1	Dílčí cíle	32
3.2	Hypotézy	32
4	METODIKA	33
4.1	Charakteristika měřeného souboru.....	33
4.2	Metody a měřicí zařízení	33

4.3	Realizace měření.....	33
4.4	Zpracování dat.....	34
4.5	Statistické zpracování dat.....	35
5	VÝSLEDKY	36
5.1	Efekt hole	36
5.1.1	Vyjádření k hypotéze H_{01}	37
5.2	Efekt rychlost.....	42
5.2.1	Vyjádření k hypotéze H_{02}	42
5.3	Efekt sklon.....	45
5.3.1	Vyjádření k hypotéze H_{03}	45
6	DISKUZE	46
6.1	Vliv holí a srovnání chůze s holemi a chůze bez holí	46
6.2	Vliv rychlosti	49
6.3	Vliv sklonu	51
7	ZÁVĚR.....	53
8	SOUHRN	54
9	SUMMARY.....	56
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
11	PŘÍLOHY	64

1 ÚVOD

V současné době, kdy převládá sedavý způsob života s celkovým trendem poklesu pohybové aktivity, převládajícím energetickým příjmem nad výdejem a obecnou tendencí k narůstající inaktivitě s přibývajícím věkem, nabývá sportovní činnost na významu více než kdy jindy. Je nesmírně důležité zvyšovat společenské povědomí o důležitosti pohybu a jeho nenahraditelnosti.

Jak bývá zvykem, objevují se stále znovu nové pohybové aktivity, často podpořené masivní mediální kampaní, které pak velmi rychle získávají na celosvětové oblibě. Nordic Walking, v českém překladu severská chůze, se řadí mezi jednu z těchto aktivit. Značná obliba této sportovní činnosti by neměla být překvapující, vzhledem k jednoduchosti provádění, cenové dostupnosti a možnosti provádění napříč generacemi s různou fyzickou kondicí. Nespornou výhodou této aktivity je přirozený a prostý pohyb, vycházející z jednoho z nejstarších způsobů lokomoce, jímž je prostá chůze.

Jedná se ve své podstatě o velmi jednoduchý, avšak účinný prostředek kondičního tréninku. Uplatnění této pohybové aktivity nalzáme jak v rámci nejrůznějších fitness programů, tak i v rámci rehabilitační léčby. Severské chůzi bývá přisuzována celá řada pozitiv vyplývajících z použití holí při chůzi, nás však zajímá, do jaké míry jsou tato tvrzení objektivní.

Naším cílem v této práci je experimentálně ověřit vliv holí a analyzovat změny kinematických parametrů pánve, trupu a horních končetin, které se vlivem použití holí udály, a srovnat tyto s prostou chůzí. Dále nás zajímá, do jaké míry tyto kinematické parametry ovlivní chůze různými rychlostmi a chůze po podložce s různým sklonem.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Nordic Walking

2.1.1 Charakteristika pojmu Nordic Walking

Pod pojmem Nordic Walking, neboli severská chůze, rozumíme chůzi v terénu různé obtížnosti s holemi délky přibližně sjezdových lyžařských holí (Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002). Historie této pohybové aktivity, sahá již do dob starověku, kdy si pastevcí při chůzi vypomáhali prostřednictvím holí, podobně jako vysokohorští turisté, kteří využívali holí k usnadnění jejich pohybu. V novodobé historii se však za rodiště tohoto sportu považuje Finsko. Na začátku třicátých let dvacátého století se finští reprezentanti v běžeckém lyžování v létě připravovali na zimní sezónu s použitím holí. V osmdesátých letech se pak tento sport začal šířit mezi širokou veřejnost a začal nabývat na oblibě, přičemž byly na trh v roce 1997 uvedeny speciálně upravené hole s gumovými hroty a řemínky podobnými bezprstovým rukavicím (Piech & Raczyńska, 2010).

Pohyb při severské chůzi lze stručně vyjádřit jako zvýraznění normálního švihového pohybu paží horních končetin, který se vyskytuje při běžné chůzi, přidáním páru holí, za účelem pohánění vlastního pohybu (Santos & Fernandez-Rio, 2013). Dochází tedy ke kombinaci pochodování a odrazu od země prostřednictvím holí, s charakteristickými prvky, jimiž jsou prodloužení kroku, střídavá práce obou paží a nárok přes patu s odvinutím celého chodidla až k palci (Piech & Raczyńska, 2010).

2.1.2 Principy Nordic Walking

Zjednodušeně lze přirovnat krok při severské chůzi ke kroku při běhu na lyžích klasickou technikou, kdy nedochází ke skluzu, nicméně dojde oproti běžné chůzi k prodloužení kroku a odraz paže je dotažen až do akrální části, podobně jako je tomu při běhu na lyžích (Kračmar, Bačáková, Mikulíková, Hrouzová, & Hojka, 2011).

Správný rytmus chůze zahrnuje kombinaci střídavého pohybu horních a dolních končetin, přičemž je-li levá dolní končetina vepředu, je doprovázena pohybem pravé horní končetiny, která se za pomoci hole odráží od země (Piech & Raczyńska, 2010).

Je tedy zřejmé, že se jedná o pohyb křížmochnodní, tedy dopředu se přibližně zároveň pohybují vždy protilehlá horní a dolní končetina (Vařeka et al., 2002).

Pohyb těla by měl probíhat rytmicky, s uvolněnými pažemi, které se přirozeně střídají současně s pohybem dolních končetin. Trup je nakloněn mírně dopředu a pohybuje se vůči holím vpřed. Paže je při odrazu v zapažení, loketní kloub je extendován, ramena spočívají volně a jsou tažena mírně kaudálně. Hole by měly být drženy blízko u těla, ale neměly by být svírány křečovitě. Měly by dopadat mezi špičku zadní a patu přední nohy přibližně doprostřed (Santos & Fernandez-Rio, 2013).

Délka holí by měla odpovídat asi 70 % tělesné výšky a při zapíchnutí by měla být pevně držena v dlani s loktem flektovaným přibližně 90 °. Hole jsou drženy tak, že je rukojeť vždy vepředu vzhledem k dolnímu konci, jenž je držen vzad, z čehož je zřejmé, že hůl po celou dobu chůze směřuje dozadu dolů. Mění se však její úhel sklonu během chůzového cyklu, přičemž hrot se zapichuje přibližně na úrovni paty došlapující druhostranné paty, nikoliv před ní (Vařeka et al., 2002). Hole jsou drženy za pomoci speciálně upravených řemínek umístěných kolem zápěstí, umožňujících tak manipulaci. Po odrazu při dokončení pohybu je důležité mít ruku uvolněnou, neboť tím dochází k facilitaci dalšího odrazu hole. Z tohoto důvodu by měla být ruka v konečné fázi odrazu otevřená a dochází k vypuštění hole z dlaně (Piech & Raczyńska, 2010). V poslední fázi pak dochází ke střídavému pohybu horních končetin, kdy je hůl přenášena dopředu a opětovně uchopována do dlaně (Švestková & Mráčková, 2010).

Došlap při severské chůzi probíhá přes patu, s aktivním odvíjením chodidla a odrazem z palcové části chodidla. Koleno je při došlapu v mírné flexi, čímž tlumí otřesy dopadu. Hmotnost je rozložena mezi dolní končetinu a hůl a tím dochází k odlehčení kloubů (Švestková & Mráčková, 2010).

2.1.3 Hole

Jediným, avšak nezbytným vybavením nutným pro provádění Nordic Walking jsou hole. Výběr správných holí je zásadní pro správné zvládnutí techniky Nordic Walking. Velmi důležitými kritérii při jejich výběru jsou délka, elasticita a pevnost

(Kocur & Wilk, 2006). Zásadní roli při výběru holí tedy hrají mimo jiné vlastnosti materiálu, ze kterého jsou hole zhotoveny, a které výše zmíněné parametry (s výjimkou délky holí) rovněž podmiňují (Vařeka et al., 2002). Může se stát, že dojde k záměně holí trekingových, určených k vysokohorské turistice, a holí speciálně určených pro Nordic Walking. Jejich užívání však pro Nordic Walking není doporučováno, vzhledem k tomu, že jsou trekingové hole těžší a mohutnější. Hole určené pro Nordic Walking bývají vyrobeny z karbonu nebo hliníku a bývají velmi lehké (Švestková & Mráčková, 2010).

Optimální délku holí je možné vypočítat jako násobek výšky postavy a koeficientu 0,68. Tato vypočítaná délka se pak zaokrouhluje na 5 cm (Švestková & Mráčková, 2010). Obecně platí, že při stožení s holí má být v loketním kloubu přibližně pravý úhel (Santos & Fernandez-Rio, 2013).

Existují dva typy holí a to buď hole teleskopické, nebo fixní. Santos a Fernandez-Rio (2013) doporučují spíše užití holí fixních, neboť jsou lehčí a nehrozí jejich nechtěné sesunutí.

Dále by hůl měla být vybavena ergonomickou rukojetí, nastavitelným poutkem pro upevnění kolem zápěstí a fixaci rukojeti a snímatelnými gumovými krytkami (Santos & Fernandez-Rio, 2013).

2.1.4 Technika chůze s holemi po rovině

Při základní chůzi s holemi po rovině je tělo v mírném předklonu, hlava je v prodloužení trupu a pohled směřuje přibližně 20 m dopředu, ramena jsou držena dole. Čím rychlejší je chůze, tím větší je pak náklon trupu vpřed (Škopek, 2010).

Pohyb rukou v poutkách začíná za tělem, loket je propnutý a horní končetina se odtud pohybuje dopředu a nahoru s postupnou flexí loketního kloubu až do fáze opory o hůl. Paže se pohybují podél těla a v závěrečné fázi odrazu se otevírá dlaň a odrazová síla je přenášena přes poutko (Škopek, 2010).

Dolní končetiny jsou od sebe po celou dobu přibližně na šíři ramen a dbáme na to, aby nedocházelo při došlapu k propínání kolene. Hrot hole je pak při chůzi

zapichován přibližně na úrovni došlapující paty, nikdy však ne před chodidlo (Škopek, 2010).

2.1.5 Technika chůze s holemi do kopce

Při chůzi do kopce je trup oproti chůzi po rovině nakloněn více dopředu, výrazněji se zapojují svaly horní části těla a zadní strany stehen a lýtek, pohyb je dynamičtější. Při správném použití holí pak může dojít k prodloužení kroku, čímž je usnadněna práce dolních končetin (Škopek, 2010).

2.1.6 Technika chůze s holemi z kopce

Při chůzi z kopce naopak dochází ke zkracování kroku, těžiště těla se přesouvá níže výraznějším krčením kolen během chůze. Nepochází k typickému odvíjení chodidla od paty k palci, nýbrž je chodidlo po celou dobu v kontaktu s podložkou, čímž je zpomalován dopředný pohyb těla (Škopek, 2010).

2.1.7 Typy severské chůze

V závislosti na tom, jakou formu chůze a druh cvičení jsou při tréninku prováděny, rozlišujeme tři základní kategorie Nordic Walking, které pak samy o sobě mají celou řadu variant, jako je například aplikace při běhu nebo bruslení (Morgulecz-Adamovicz, Marszałek, & Jagustyn, 2011).

- a) Health – neboli zdravotní úroveň Nordic Walking, využívá základní techniku chůze, kdy je odraz uskutečňován na úrovni kyčlí, aniž by byl extendován loketní kloub a aniž by došlo k otevření dlaně v závěrečné fázi odrazu. Cílem této formy chůze je dosáhnout pozitivního efektu na zdravotní stav jedince vyplývající z předpokládané motorické aktivity (Kocur & Wilk, 2006).
- b) Fitness – neboli kondiční forma Nordic Walking, kde se již uplatňuje celá technika chůze, včetně extenze v loketním kloubu a otevření dlaně, je obohacena o množství cviků prováděných s holemi. Tréninková

intenzita je při této formě již výrazně vyšší a tato forma tréninku je cílena na jedince, kteří chtějí zvýšit svou aerobní vytrvalost, nebo snížit svou hmotnost (Kocur & Wilk, 2006).

- c) Sport – jedná se o nejpokročilejší úroveň, která již vyžaduje obratné zacházení s holemi a překonávání překážek v terénu, jako jsou například chůze do kopce nebo z kopce. Je možné trénink vést jako kruhový, či intervalový s využitím nejrůznějších prvků k zvýšení aerobní kapacity jedince, jako jsou například kombinace výskoků nebo běhu a posilování (Kocur & Wilk, 2006).

2.2 Chůze a chůzový cyklus bez holí

2.2.1 Chůze

Existuje celá řada definic pojmu chůze, Nejjednodušší z nich popisuje chůzi jako základní způsob lidské lokomoce. Ačkoliv patří bipedální chůze k nejpřirozenějším lidským způsobům lokomoce, jedná se o děj velmi komplexní a složitý, podmíněný celou řadou biomechanických, ale i neurofyzilogických faktorů. Bipedální chůze je pro člověka naprosto specifickou aktivitou odlišující jej od jiných živočišných druhů a je zcela unikátní pro každého jedince.

Chůzí lze popsat pohybový vzorec využívaný při lokomoci, pro nějž je klíčová dynamická a cyklicky se opakující povaha pohybu, kdy dochází ke střídání fáze zatížení jedné dolní končetiny s fází odlehčení končetiny druhé, přičemž jedna dolní končetina vždy zůstává v kontaktu s podložkou (Birch, Vernon, Walker, & Young, 2015).

Jak již bylo zmíněno, je chůze komplexní proces, při němž musí dojít k integraci celé řady sensorických vjemů a dále musí dojít k výběru vhodného naučeného pohybového vzorce a jeho přizpůsobení a úprava dané situaci. Tyto změny naučených pohybových vzorů jsou vynuceny jednak drobnými variacemi nastavení jednotlivých tělesných segmentů vůči sobě a změnou rychlosti provádění pohybu a jednak nutností přizpůsobit se faktorům zevního prostředí (Birch et al., 2015).

2.2.2 Chůzový cyklus

Chůzový cyklus je charakterizován dvěma hlavními fázemi (stojnou a švihovou) a řadou událostí, kterými je rozdělen na jednotlivá období. Chůzový cyklus je zahájen kontaktem chodidla s podložkou a konec jednoho chůzového cyklu nastává při opětovném kontaktu chodidla téže končetiny s podložkou. Období a fáze chůzového cyklu lze vyjádřit procentuálně, kdy oporná fáze zaujímá 60 % cyklu. Doba trvání jednotlivých fází vyjádřená procenty je však relativní, neboť závisí na rychlosti pohybu. S narůstající rychlostí pohybu dochází k relativnímu prodloužení doby švihu oproti fázi stojné, která má naopak zkracující se tendenci oproti švihu (Birch et al., 2015).

2.2.3 Období chůzového cyklu

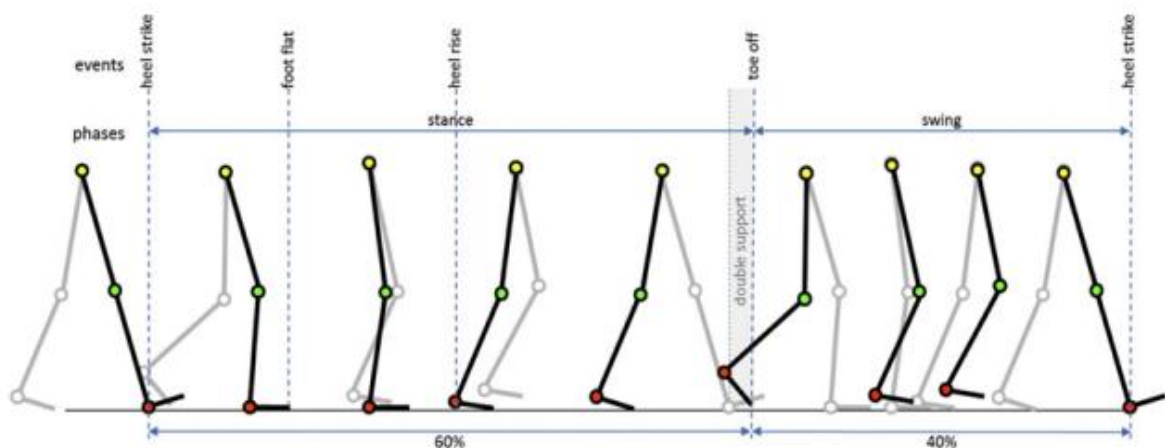
Různí autoři popisují terminologii chůzového cyklu rozdílně. V České republice jsou obecně vžity dva typy názvosloví a to dle Vaughana (1992) a dle Perry (1992), jak uvádí ve své publikaci Kolář et al. (2009). V následujícím textu je uvedena kombinace těchto názvosloví, tak jak jej popisují ve své publikaci Vařeka a Vařeková (2009).

- Kontakt paty (heel strike, initial contact) – jde o období prvotního kontaktu a zahajuje opornou fázi cyklu.
- Postupné zatěžování (loading response) – období postupného zatěžování chodidla.
- Položení celé plošky (foot flat) – období zatížení celého chodidla.
- Období střední opory (midstance) – období přenosu hmotnosti na přední část chodidla.
- Odlepení paty (heel off) – období, kdy pata opouští podložku.
- Období aktivního odrazu (active propulsion, terminal stance) – je zásadní pro pohyb vpřed.
- Období pasivního odlepení (preswing) – jde o poslední období oporné fáze a končí okamžikem zvednutí špičky (toe off).
- Období zahájení švihu (initial swing) – zahajuje fázi švihovou.
- Období středního švihu (midswing).

- Období ukončení švihů (terminal swing) – po tomto období opět následuje kontakt paty s podložkou.

Při srovnání chůzových cyklů obou dolních končetin lze stanovit fázi dvojí opory (double support), kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou a fázi jedné opory (single support), kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina. Pakliže dojde k úplnému vymizení fází opor, hovoříme již o běhu.

Obrázek 1. Chůzový cyklus a jeho jednotlivá období a fáze (Birch et al., 2015).



2.2.4 Časově-prostorové parametry chůze

K popisu chůze z hlediska prostoru využíváme těchto čtyř základních parametrů: krok (step) – jenž značí vzdálenost mezi patami pravé a levé dolní končetiny, dvojkrok (stride) – jenž označuje vzdálenost mezi místem dopadu téže dolní končetiny na začátku a na konci jejího cyklu, „báze chůze“ (base of gait) – jímž se rozumí šířka kroku a „úhel palce/nohy“ (toe angle) – jenž označuje míru rotace nohy/bérce.

Dva nejčastěji užívané časové parametry chůze jsou rychlost a kadence, čili kroková frekvence (Birch et al., 2015). U vybraných tělesných segmentů měříme kinematické parametry, jako jsou dráha (úhel), rychlost (úhlové rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Svoboda & Janura, 2010).

Důležitou proměnnou při generaci chůze, která úzce souvisí právě s rychlostí chůze, jsou momenty sil v kloubech. Každý moment síly v kloubech dolní končetiny ovlivní celkové úhlové zrychlení trupu jak v sagitální, tak i frontální rovině a velikost a orientace jednotlivých momentů sil ovlivňujících pohyb se během chůzového cyklu mění. Po většinu chůzového cyklu úhlové zrychlení trupu negativně koreluje s momentem síly generovaným v hlezenním kloubu, což v praxi znamená, že zvýšený flekční moment v hlezenním kloubu, může vyvolat úhlové zrychlení, které vede k náklonu trupu posteriorně. Podobně pak extenční moment v kolenním kloubu může způsobit náklon trupu posteriorně, zatímco zvýšená flexe v kyčelním kloubu vede k zrychlení naklání trupu vpřed (Nott, Zajac, Neptune, & Katz, 2010).

Momenty sil generované ve frontální rovině neovlivňují výrazněji úhlové zrychlení trupu v sagitální rovině. Co je však zajímavé, že momenty v sagitální rovině, a to především v hlezenním kloubu, významně ovlivňují úhlové zrychlení trupu ve frontální rovině (Nott et al., 2010).

2.2.5 Biomechanika chůze

Při chůzi dochází k pravidelnému cyklickému střídání otevřených a uzavřených kinematických řetězců. V uzavřeném kinematickém řetězci dochází sdružováním pohybů k šíření pohybu z jednoho kloubu na klouby ostatní, což v praxi znamená, že od chvíle kontaktu paty s podložkou, dochází k šíření pohybu z nohy přes kloub hlezenní, kolenní, kyčelní na pánev, páteř, hrudník, horní končetiny až po hlavu (Vařeka & Vařeková, 2012).

Pro lidskou bipedální lokomoci je typické období heel strike, kdy dochází ke kontaktu paty s podložkou při dorziflektovaném hlezenním kloubu, což jej odlišuje od všech ostatních živočišných druhů, u nichž se tento vzorec pohybu nevyskytuje (Simonsen, 2014). Po dopadu paty, dochází ke sdružení pronace kalkaneu ve frontální rovině s addukcí talu v rovině sagitální, působící vnitřní rotaci bérce v rovině transversální spojenou s flexí kolenního kloubu v rovině sagitální. Flexe kolenního kloubu je navíc sdružena s valivým a posuvným pohybem kondylů femuru po tibiálním plató, přičemž kondyly femuru vůči bérci rotují zevně. V případě supinace

kalkaneu pak dochází k sdruženým pohybům opačného charakteru končící zevní rotací bérce a extenzí kolene (Vařeka & Vařeková, 2012).

Během chůze se těžiště těla nachází nejnižší při heel strike a naopak nejvýš při střední části opěrné fáze a v souladu s potenciální a kinetickou energií jsou si tyto fáze vždy opačné. Další charakteristikou lidské lokomoce je skutečnost, že dochází při první polovině opěrné fáze k extenzi v kloubu kolenním, zatímco v kloubu hlezenním nastává v pozdější části opěrné fáze plantární flexe, což je efektivní způsob vedoucí k minimalizaci oscilací trupu ve vertikálním směru. Kyčelní kloub je extendován během většiny opěrné fáze (Simonsen, 2014).

Při chůzi dochází k rotaci pánve směrem vpřed na straně švihové dolní končetiny v transversální rovině, zatímco na straně stojné končetiny pánev ke konci opěrné fáze rotuje opačným směrem, to znamená vzad. Úhlové momenty generované pohybem pánve pak musí být vyrovnány kontrarotací trupu, nebo pak nepřímo recipročním švihem paží (Lamoth, Beek, & Meijer, 2002).

2.3 Svalové smyčky a svalové řetězce

K porozumění komplexity chůze a samotné skutečnosti, že je tento pohyb vůbec možný, je nutné si uvědomit, že se na pohybu podílí celé množství vzájemně propojených a souvisejících struktur, mezi něž patří tkáň svalová, vazivová a kostní, ale i nervová, která je řídicím a integračním centrem jakékoliv aktivity.

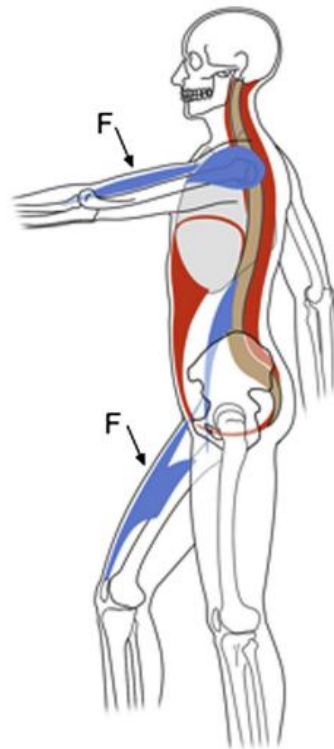
Vzhledem k tomu, že pohyb téměř nikdy neprobíhá pouze v jedné rovině a pouze v jednom segmentu, podílí se na pohybu vždy větší množství svalových skupin se společnou funkcí. Svaly propojující pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami pak vytváří svalovou smyčku. Prostřednictvím kostí a vazů jsou navíc svaly propojeny do širších funkčních celků, jako je například osový orgán (Véle, 2006).

Jednou z takových pojivových tkání jsou fascie, jež se nachází v celém tělesném schématu a propojují vzájemně svaly, kosti, cévy i orgány a hraje tedy významnou roli při udržování kontinuity celého těla. Je zásadní jak pro posturu tak i pro samotný pohyb (Park & Hwang, in press).

Propojením několika svalů či svalových smyček se vzájemnou fyzikální či funkční vazbou vznikají svalové řetězce, jejichž funkce je řízena integrována činností centrální nervové soustavy. Těchto řetězců může pracovat několik najednou, aniž by fungovaly synchronně a centrální nervová soustava pak umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků dle předem programovaného časového rozvrhu, díky čemuž je výsledný pohyb koordinovaný a ekonomicky výhodný (Véle, 2006).

Na základě této myofasciální kontinuity a prostřednictvím řetězení je pak možné pozorovat svalovou aktivitu i na segmentech distálních a vzdálených od místa vzniku primární aktivity. V souladu s principem tensegrity, musí být nárůst napětí tkání vyvážen zvýšením a přenosem tlaku, což je uskutečněno prostřednictvím kostí, jež tlaku odolné tkáně (zatímco svaly, vazy a šlachy, jsou tkáně tahu odolné). Vzhledem k tomu, že svaly nefungují izolovaně, jsou myofasciální smyčky funkčním důkazem tensegrity demonstrující existenci kinematických řetězců. Je-li pak pohyb uskutečňován v uzavřeném kinematickém řetězci, přičemž při chůzi dochází k pravidelnému cyklickému střídání otevřených a uzavřených řetězců, je patrné, že pohyb v jednom segmentu, vede k šíření pohybu na segment sousedící (Weissman, Haddad, Lavi & Vulfsons, 2014).

Obrázek 2. Schematické znázornění svalů stabilizujících ramenní a pánevní pletenec a páteř. Červeně je znázorněna bránice, pánevní dno, průřez všemi svaly břišní stěny, a extenzory páteře. Modře jsou znázorněny flexory kyčelního a ramenního kloubu a svaly, jež se na pohybu podílí, tedy: iliopsoas, rectus femoris, sartorius v kyčelním kloubu a v případě ramene: deltoideus, coracobrachialis, biceps brachii (Kobesova & Kolar, 2014).



2.4 Ontogeneze lidské lokomoce

Jednou ze základních podmínek pro uskutečnění lidské lokomoce není jen optimální anatomický podklad, tedy zdravě se vyvíjející muskuloskeletální aparát, ale i již zmíněný centrální nervový systém, který má řízení a koordinaci pohybu na starosti. Novorozenec je funkčně i anatomicky nezralým jedincem. Veškerý pohyb má zpočátku reflexní primitivní charakter a odehrává se na spinální a kmenové úrovni. Po narození však pokračuje proces anatomického i funkčního zrání CNS a s postupným zráním a vývojem máme možnost sledovat tři stupně motorického řízení pohybu (Kobesova & Kolar, 2014).

Po ukončení období novorozeneckého vývoje s převažující spinální a kmenovou kontrolou pohybu začíná postupnou maturací CNS dominovat druhá

úroveň motorického řízení a tou je úroveň subkortikální související s posturálně lokomočními funkcemi.

Aby bylo vůbec možné provést cílené pohyby jednotlivými končetinami, hlavou či trupem, je nejprve nutné, aby došlo ke zpevnění jednotlivých segmentů v gravitačním poli koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů, tedy nezbytně nutnou vyváženou synergickou spoluprací flexorů a extenzorů trupu (koaktivační synergie). Postupně se tak začíná vytvářet opěrná báze a s narůstající schopností stabilizovat další segmenty se těžiště těla posouvá postupně níž.

Teprve se schopností zpevnění trupu v sagitální rovině můžeme hovořit o počátku cíleného pohybu končetinami. Až kolem 4,5 měsíců věku kojence se u dítěte začíná objevovat pohyb přes střední linii a kolem 5. měsíce je dítě schopno přetočení ze zad na bok a poté až na břicho. Postupně vyžívá v poloze na zádech vzor ipsilaterální a v poloze na břicho vzor kontralaterální. Právě toto období zkříženého lokomočního vzoru je pro nás zcela zásadní, neboť se zde v poloze na břicho začíná diferencovat náročná a úchopová funkce končetin, tedy schopnost dítěte opřít se o jednu končetinu a odlehčit druhou končetinu pro úchop. Tyto funkce mají reciproční charakter, tedy jde o podobný pohyb, avšak na opačných stranách. Tento reciproční pohyb horních a dolních končetin se pak objevuje při chůzi (Kobesova & Kolar, 2014).

2.5 Pohyb trupu při chůzi bez holí

Kontrolovaný pohyb trupu fyziologicky souvisí s potřebou zajistit celkovou stabilitu těla následujícím způsobem: snížení zrychlení pohybu hlavy a zmenšení oscilací hlavy při chůzi umožní optickou stabilizaci obrazu, zefektivnění vyhodnocení signálů z vestibulárních systémů a k následnému zajištění rovnováhy. Z mechanického hlediska je trup mohutným celkem s těžištěm umístěným relativně vysoko, takže uchovává značné množství gravitační potenciální energie. Trup tedy musí být zajištěn tak, aby bylo zabráněno přeměně potenciální energie v energii kinetickou a tedy k zabránění pádu (Klemetti, Steele, Moilanen, Avela, & Timonen, 2014). Z těchto informací si lze vyvodit, že trup se při chůzi chová jako obrácené

kyvadlo a samotnou chůzi lze přirovnat k řízenému pádu. Je tak zřejmé, že toto jištění trupu se děje prostřednictvím svalových smyček a řetězců.

Při přirozené chůzi rotuje trup kolem podélné osy v opačném směru, nežli se pohybuje pánev, jako odpověď na maximální anteriorní náklon pánve, který se objevuje při dopadu paty na podložku (Swinnen, Baeyens, Pintens, Buyl, Goosens, Meeusen, & Kerckhofs, 2013). Při nižších rychlostech chůze mají pánev a hrudník tendenci rotovat stejným směrem, tedy se „shodnou fází“ a jsou více či méně synchronní, ačkoliv se při pohybu vždy objevuje jistá míra kontrarotace (Dedieu & Zanone, 2012; Huang, Meijer, Lin, Bruijn, Wu, Lin, Hu, Huang, Shi, & Dieën, 2010), při vyšších rychlostech se pak rozdíl ve fázi u zdravých jedinců zvýrazní a hrudník a pánev rotují kontralaterálně tak, aby se snížil rotační pohyb trupu kolem vertikální osy (Bruijn, Meijer, Dieën, Kingma, & Lamoth, 2008; Huang et al., 2010, Lamoth et al., 2002).

Úkolem svalů, je pak dle typu převládajících vláken buď funkce dynamická, nebo funkce stabilizační a tedy generace a šíření dalšího pohybu nebo naopak stabilizace určitého segmentu. Pro koordinovaný pohyb je nezbytné zajistit právě takto vyváženou svalovou činnost umožňující dostatečnou mobilitu páteře, ale zároveň zabezpečující i potřebnou stabilitu (Anders, Wagner, Puta, Grassme, Petrovitch, & Schole, 2007).

Dle Véleho (2006) je ramenní pletenec s trupem propojen prostřednictvím svalových řetězců táhnoucí se jak přes přední, tak i zadní stranu hrudníku. Na přední straně hrudníku je řetězec propojen přes m. pectoralis major, fascie přední strany hrudníku inzerující do pochvy přímého svalu břišního, dále přes břišní svaly přímé i šikmé kontralaterálně a řetězec pokračuje tříselným kanálem a skrze stehenní fascii až na tensor m. fasciae latae upínající se na laterální kondyl tibie. Na zadní straně hrudníku se pak řetězec táhne přes m. latissimus dorsi, thorakolumbální fascii, páteř a druhostrannou cristu iliacu, na niž se fascie upíná, dále přes m. gluteus maximus, fascii latu a tensor fasciae latae druhé strany.

Břišní svalstvo, konkrétně m. transversus abdominis, m. abdominis obliquus internus a externus se podílí na řadě funkcí, mezi něž patří dýchání, kontrola trupu a stabilizace pánve a páteře a je tedy zřejmé, že aktivita těchto svalů při chůzi je nezastupitelná. Jak popisují Hu, Meijer, Hodges, Bruijn, Strijers, Nanayakkara,

Royen, Wu, Xia a Dieën (2011) jsou všechny tři zmíněné svaly aktivní během 75 % doby dvojkroku, nasvědčující o významu svalů pro stabilizační funkci. Zřejmá fázické modulace pohybu byla pozorována u m. transversus abdominis na ipsilaterální straně švihového pohybu na rozdíl od m. obliquus externus, který se výrazněji aktivoval na straně kontralaterální, zatímco m. obliquus internus se na obou stranách aktivoval převážně symetricky. Z výše uvedeného pak vyplývá, že se všechny tři svaly podílí současně na více funkcích, jimiž se rozumí právě dýchání, kontrola trupu a stabilizace páteře a pánve, ale i na cyklickém zapojování při chůzi. Nejdůležitějším závěrem této studie je skutečnost, že na všech těchto současně probíhajících aktivitách se svalstvo podílí svou koordinovanou činností se současnou koaktivací lumbálních erektorů páteře, přičemž zároveň dochází ke kokontrakci antagonistů k vyloučení nežádoucího mechanického působení vyvolaného aktivací agonistů.

Trochu jiný názor na fázickou a stabilizační funkci svalů nabízí práce Anderse et al. (2007), jež snímali aktivitu břišního svalstva a mm. erector spinae a multifidi lumborum při chůzi za různých rychlostí prostřednictvím snímání povrchového EMG signálu. Autoři došli k poměrně zajímavému zjištění a to, že jednotlivé svaly přizpůsobovaly svou funkci aktuálním požadavkům vyplývajícím z rychlosti. V praxi to pak znamená, že s vyšší rychlostí začaly ve svalech, které jsou obecně považovány spíše za globální stabilizátory (těmi autoři ve studii chápou obliquus externus a internus) převažovat fázická vlákna, zatímco aktivita spinálních erektorů a lumbální části mm. multifidi má jak při nízkých, tak i vysokých rychlostech charakter převážně fázický. Při nižších rychlostech obliquus internus a externus vykazovali téměř kontinuální tonickou aktivitu, se vzrůstající rychlostí však svaly začaly vykazovat smíšenou aktivitu a tedy jak stabilizační, tak i mobilizační.

2.6 Pohyb horních končetin při chůzi bez holí

Reciproční švihový pohyb paží je typickým znakem bipedální lokomoce, přesto však není dosud zcela přesně objasněna míra aktivace a zapojení svalů horních končetin do pohybu (Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2012). Chůze je složitou aktivitou vyžadující koordinaci celého těla, kdy dochází k rytmickému střídání kontralaterální paže a nohy (Park, 2008). Vzhledem k chybějící potřebě volního úsilí k zajištění

rytmického střídání paží při chůzi a vzhledem k míře automaticity pohybu se při jeho generaci předpokládá reflexní aktivita (Barthelemy & Nielsen, 2010).

Obecně se má za to, že svou úlohu při generování a koordinaci pohybu paží, ale i dolních končetin, hrají centrální generátory vzorů, jež slouží jako regulační mechanismy na spinální úrovni a jsou pravděpodobným pozůstatkem kvadrupedální lokomoce (Barthelemy & Nielsen, 2010; Meyns, Bruijn, & Duysens, 2013).

Zajímavý úhel pohledu na koordinaci jednotlivých segmentů ve své studii nabízejí Dedieu a Zanone (2012), kteří se odvolávají na práce Bernsteina (1967) a Kelsa (1995). K lokomoci přistupují jako k motorickému úkolu, který by nebyl umožněn, pokud by některé segmenty nebyly stabilizovány, zatímco další jsou mobilní, což však zahrnuje značné množství stupňů volnosti a výsledkem je nespočet možností, jak pohyb provést. Je zřejmé, že úlohou centrálního nervového systému při řízení a koordinaci pohybu je propojit jednotlivé pohyby do výsledného komplexního vzorce. Bernstein ve své práci navrhl, že pro koordinaci pohybu je klíčová eliminace nadbytečných stupňů volnosti, přičemž tuto schopnost člověk získává postupně motorickým učením. Předpokladem pro jeho práci je skutečnost, že zpočátku je většina stupňů volnosti „zmrazena“ a jednotlivé klouby jsou imobilizovány, kdy s opakováním a narůstající zkušeností dochází k postupnému „rozmrazování“ některých stupňů volnosti tak, aby jednotlivé segmenty postupně zvládaly spolupracovat při daných pohybech. Postupně jsou do pohybu zahrnuty všechny stupně volnosti, přičemž vzájemně spolupracují a dávají vznik synergiím, které pak usnadňují práci centrálnímu nervovému systému, protože zde již CNS nemusí pracovat s jednotlivými stupni volnosti, ale ty spolupracují jako celek.

Z historického hlediska je pažím při pohybu připisována úloha udržování rovnováhy ve smyslu stabilizace trupu, zvláště pak zmenšení momentu síly kolem vertikální osy nohy a tedy pokles vertikální složky reakční síly podložky a optimalizace energetické náročnosti pohybu (Park, 2008; Meyns et al., 2013; Goudriaan, Jonkers, Dieen, & Bruijn, 2014).

První studie věnované analýze pohybu horních končetin během chůze, jej vysvětlovaly jako pasivní jev, jenž je výsledkem pohybu hrudníku, působení gravitace a setrvačnosti. Tato tvrzení však byla dalším zkoumáním za pomoci EMG vyvrácena (Meyns et al., 2013).

V současnosti se předpokládá, že část pohybu je prováděna pasivně setrvačností a vlivem gravitace, zatímco část je prováděna aktivně svalovou aktivitou (Dedieu & Zanone, 2012; Meyns et al., 2013; Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2012). Goudriaanová et al. (2014) potvrdili ve své studii, že přestože se na pohybu nepochybně podílí i pasivní složka (způsobená pohybem hrudníku a dolních končetin), je pro udržení amplitudy švihového pohybu nutná aktivní dynamická složka generovaná svalovinou. Výsledky studie Kuhtz-Buschbecka a Jinga (2012) rovněž poukazují na skutečnost, že je k udržení švihového pohybu paží nutná aktivita svalstva, avšak tato vyžaduje pouze minimální energetické nároky. Bylo mimo jiné zjištěno, že jistá míra rytmické aktivity svalstva přetrvává i při imobilizaci paže, což potvrzuje předpoklad, že je koordinovaný pohyb horních a dolních končetin generován sdruženými segmentálními sítěmi v míše, která podléhají kontrole vyšších center CNS (Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2012). Zajímavým zjištěním je skutečnost, k níž došli ve své práci Dedieu a Zanone (2011), kteří zkoumali, do jaké míry ovlivní chůzi imobilizace paží. Při přirozené chůzi rotují hrudník s lopatkami kontralaterálně k pánevnímu pletenci a každá paže se tedy pohybuje kontralaterálně k dolní končetině, tedy „mimo fázi,“ jak jev popisují autoři, a paže tak vyvažují pohyb opačných dolních končetin. Při imobilizaci paží se tento vzorec mění a dochází k postupnému přechodu chůze ke vzorci se shodnou fází. To znamená, že se paže a homolaterální dolní končetina začínají pohybovat současně stejným směrem a ramenní pletence a pánev rotují společně vpřed namísto kontralaterální rotace trupu. Překvapivě však tento přechod z fáze kontralaterální do fáze shodné nevede k výraznému zvýšení energetických nároků na chůzi. Autoři tedy předpokládají, že vhodnějším deskriptorem chůze v tomto případě je spíše koordinace mezilopatkových svalů a trupu, nežli je vzájemná koordinace paží a koordinace ruka-noha. Zdá se, že lokomoční vzory zde upravuje spíše rovnováha mezi oscilacemi mezilopatkového svalstva a pánve, než samotné biomechanické a energetické parametry. Jakmile dojde k nalezení rovnováhy při spolupráci mezilopatkových svalů a trupu, přizpůsobí se situaci i ostatní parametry chůze.

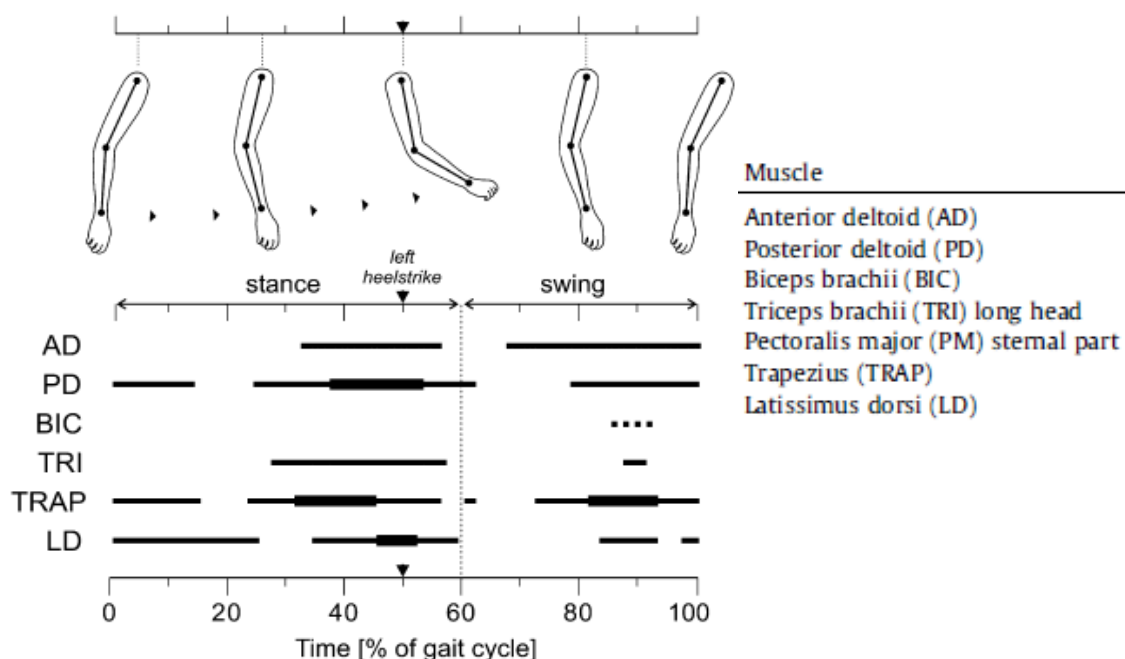
Dle Kuhtz-Buschbecka a Jinga (2012) začíná dopředný švihový pohyb pravé paže kontaktem pravé paty s podložkou (0 %), a je doprovázen slabou aktivitou m. trapezius, m. latissimus dorzi a zadní porce m. deltoideus. Nejnižší aktivitu svaly vykazují přibližně ve čtvrtině (25 %) chůzového cyklu, kdy paže míjí trup během fáze

mezistojí. Poté aktivita m. trapezius následovaná aktivitou zadní porce m. deltoideus, m. triceps brachii, přední porce m. deltoideus a nakonec m. latissimus dorsi narůstají, až postupně dosahují svého maxima během konečné části stojné fáze. Excentrická kontrakce extenzorových svalových skupin paže (m. triceps brachii, m. latissimus dorsi a zadní porce m. deltoideus) omezuje dopředný švihový pohyb paže, přičemž maximální aktivitu svalstva nalézáme těsně před dopadem levé paty na podložku. Současně s tím pozorují autoři koncentrickou aktivitu přední porce m. deltoideus. Obecně byla zjištěna výraznější aktivita extenzorů, nežli byla aktivita flexorových skupin paže (m. biceps brachii a přední porce m. deltoideus).

Švihový pohyb paže směrem vpřed přechází v zapažení přibližně v polovině (50 %) chůzového cyklu s následným poklesem aktivity veškerého svalstva během předšvihové fáze pravé dolní končetiny (50-60 %), kdy dochází k přenosu hmotnosti těla na levou dolní končetinu. Svalová aktivita pak zůstává slabá po celou dobu počátečního švihu (60-75 %). Během mezišvihu a konečné fáze švihu pravé dolní končetiny (75-100 % chůzového cyklu) byla zaznamenána aktivita m. triceps brachii, m. latissimus dorsi a zadní porce m. deltoideus, jejichž koncentrická kontrakce zesiluje extenzi paže. Zároveň však současná excentrická kontrakce flexorů omezuje švihový pohyb paže dozadu.

K zajímavému zjištění došli Goudriaanová et al. (2014), kteří měřili amplitudu švihového pohybu paží při chůzi za třech různých rychlostí, přičemž bylo zjištěno, že amplituda pohybu zůstala ve všech případech téměř shodná. Zdá se tedy, že rychlost pohybu ovlivňuje amplitudu švihového pohybu paží jen velmi málo.

Obrázek 3. Zapojení svalů paže do pohybu při přirozené chůzi (Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2011).



2.7 Porovnání Nordic Walking a přirozené chůze bez holí

Oproti běžné chůzi bývají při technice Nordic Walking popisovány následující dva hlavní rozdíly a z nich vyplývající výhody (Kocur & Wilk, 2006).

Prvním z nich je zvýraznění zapojení horních končetin a horní části trupu do pohybu, což vede k aktivaci svalových skupin, jež při běžné chůzi nejsou zapojeny tak výrazně, případně nejsou zapojeny vůbec a tak zvýšení energetického výdeje při pohybu. Výraznější aktivita svalů horní části trupu při Nordic Walking zvyšuje účinky kondičního tréninku, což je hlavním fyziologickým rozdílem oproti běžné chůzi. Dle EMG měření Shima, Kwona, Kima, Kima a Junga (2013) je při použití holí oproti běžné chůzi významně větší aktivace m. biceps brachii, m. triceps brachii, a m. deltoideus, avšak aktivace svalů dolní končetiny nevykazuje oproti kontrolní skupině provozující běžnou chůzi výraznější rozdíly.

Druhým rozdílem, jenž bývá často zmiňován, avšak současně řadou studií zpochybňován (Stief, Kleindienst, Wiemayer, Wedel, Campe, & Krabbe, 2008; Hansen, Henriksen, Larsen, & Alkjaer, 2008; Dziuba, Żurek, Garrard, & Wierzbicka-Damska, 2015), je odlehčení dolních končetin, přenášením části hmotnosti na hole

(Kocur & Wilk, 2006). Výsledky studie Sugiyama, Kawamura, Tomita a Katamoto (2013) nasvědčují, že použitím holí ve srovnání s běžnou chůzí, dojde, při určitých rychlostech, ke snížení svalové aktivity dolních končetin během stojné a odrazové fáze kroku a je snížen energetický výdej dolních končetin, zatímco se, energetický výdej horní části trupu zvyšuje. Také Hudson (2014) došel ve své studii k závěru, že při chůzi s holemi dojde k zlepšení rozložení tlaků na chodidlech a dojde k významnému snížení zatížení pod hlavičkami metatarsů, kde často dochází ke vzniku otlaků.

Použití holí rovněž zlepšuje rovnováhu a stabilitu ortopedických a neurologických pacientů, což může vést k nárůstu fyzické aktivity u těchto jedinců a jejich lepší adhezenci k pohybové aktivitě (Dechman, Appleby, Carr, & Haire, 2012; Shim et al., 2013).

Shim (2012) popisuje ve své studii zaměřené na porovnání chůze za použití holí a bez nich, že použitím holí dochází k významnému prodloužení délky kroku a zároveň ke zkrácení doby mezistoje (midstance) během stojné fáze. Výsledky této studie nasvědčují, že využití holí zlepšuje parametry chůze a Nordic Walking tak může být doporučen pacientům s obtížemi při chůzi.

2.8 Fyziologická odpověď organismu na Nordic Walking

Vzhledem k charakteru pohybu, kdy dochází k pravidelnému střídání horních a dolních končetin, lze Nordic Walking charakterizovat jako celotělovou aktivitu, což má za následek ovlivnění řady dalších fyziologických parametrů, jakými jsou klidová tepová frekvence, krevní tlak, maximální spotřeba kyslíku a trénovanost (Tschentscher, Niederseer, & Niebauer, 2012).

Oproti běžné rychlé chůzi dochází při použití holí k navýšení spotřeby kyslíku VO_2 o 11-23 %, k navýšení maximální tepové frekvence o 4-18 %, zvýšení respirace o 5 %, zvýšení koncentrace laktátu o 12 % a zvýšení kalorického výdeje o 18-22 %. Z dlouhodobého hlediska dochází při Nordic Walking k zlepšení kardiopulmonální výkonnosti oproti běžné chůzi vzhledem k výraznějšímu zapojení svaloviny horní části trupu. Lepší odpověď kardiovaskulárního a respiračního systému se pak projeví vyšší energetickým výdejem při chůzi o stejné rychlosti jako před tréninkem.

Až do rychlosti 8,5 km/h je dokonce spotřeba kyslíku VO_2 a tepová frekvence stejně vysoká nebo vyšší, nežli je tomu při joggingu. Z tohoto důvodu se Nordic Walking jeví jako optimální forma aerobního cvičení pro zdravé subjekty mezi 40-60 lety (Tschentscher et al., 2012).

Dle autorů Sentinelli, La Cava, Serpe, Boi, Incani, Manconi, Solinas, Cossu, Lenzi a Baroni (2015) došlo, ve studii cílené na posouzení vlivu Nordic Walking na antropometrické a metabolické parametry u žen s diabetem 2. typu, po dvanáctitýdenním tréninkovém programu Nordic Walking došlo k výraznému poklesu glykovaného hemoglobinu HbA_{1c} (-0,7 %), BMI (-0,8 kg/m^2) a tělesné hmotnosti (-2,4 kg) a k výraznému nárůstu hodnot HDL cholesterolu (+5,8 mg/dL^1). Rovněž došlo k významnému zvýšení síly, jak bylo naměřeno na ručním siloměru, a to o 4,3 kg. Jak uvádí Sentinelli et al. (2015) dochází při Nordic Walking k zapojení až 90 % svaloviny celého těla, což vede k nárůstu energetického výdeje o 30-50 % a zároveň k zlepšení flexibility a mobility páteře. Výsledkem správného zvládnutí techniky Nordic Walking je pak především rotace trupu a ramen současně se zapojením svalů paží a ramen.

Rovněž Song, Yoo, Choi a Kim (2013) potvrzují ve své studii významný pokles tělesné hmotnosti a BMI u postarších žen provozujících Nordic Walking. Navíc došlo u této skupiny k významnému nárůstu svalové síly, patrném především na horních končetinách, ve srovnání s ostatními svalovými skupinami.

Vzhledem k pozitivnímu vlivu na kardiorespirační parametry je možné doporučit Nordic Walking i u pacientů s periferním cévním onemocněním a klaudikačními obtížemi, neboť přestože dochází k výraznějšímu zatížení kardiovaskulárního systému a většímu zapojení svaloviny, je celkový subjektivní pocit pacientů při chůzi s holemi méně náročný. Okamžitě tak dojde k prodloužení klaudikační vzdálenosti a snížení bolestí, i přesto, že pacienti vykonávají ve skutečnosti náročnější aktivitu oproti běžné chůzi (Oakley, Spafford, & Beard, 2013).

2.9 Možnosti analýzy chůze

Přístrojová analýza chůze, ačkoliv v současnosti stále není tak rozšířenou metodou, má velký potenciál k uplatnění v rehabilitaci a léčbě. Nespornou výhodou

přístrojové analýzy chůze je její objektivita, jíž při kineziologickém vyšetření nelze dosáhnout, neboť je založeno na subjektivních informacích (Švehlík, Zwick, Steiwender, Kraus, & Linhart, 2011).

Z biomechanického hlediska se nejčastěji metody pro analýzu chůze dělí na metody kinematické a dynamické.

Při kinematické analýze je možné měřit veličiny, jakými jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas. Dále lze pak metody dělit podle měřících zařízení a veličin, které měří buď přímo, nebo prostřednictvím zobrazení (Svoboda & Janura, 2010).

2.9.1 Kinematická analýza

Využití kinematické analýzy je značně rozmanité, nicméně v tomto případě je její použití směřováno do oblastí zdravotnictví. Studium kinematických veličin společně s kinetickými parametry může napomoci k odhalení příčin přetěžování pohybového aparátu. Existuje celá řada přístrojů, díky nimž je možné pohyb studovat (Soumar, 2011).

K analýze chůze se hojně využívá technologií určených k třídímní analýze pohybu. Většina těchto systémů využívá k zachycení trajektorie pohybu speciálních markerů, umístěných na povrch těla probanda, kamer. Zpracováním takto získaných dat získáváme časově-prostorové parametry pohybu (Chung, 2012). Přesnost dat je pak dána z velké míry frekvencí záznamu, kdy výkonné systémy umožňují díky pokroku v technologiích zvýšit frekvenci obrázků na 50 až 1000 za sekundu (Hz). Sběr dat, digitalizace a základní výpočty bývají do značné míry automatizovány a zásah uživatele tak bývá minimalizován (Soumar, 2011).

Aplikace této technologie však není tak snadná, vzhledem k potřebě sofistikovaného rozmístění kamer i markerů (Chung, 2012). Mimo jiné je aplikace těchto technologií komplikována nutností kalibrace přístrojů, prostorového rozmístění přístrojů a v neposlední řadě i finanční nákladností (Tian, Meng, Tao, Liu, & Feng, 2015).

Kinematická analýza, tak jak ji popisuje Soumar (2011) sestává z následujících fází:

- Kalibrace
- Výpočet polohy a orientace kamer
- Sběr a digitalizace dat
- Výpočet polohy bodů v prostoru
- Tvorba modelu a rozmístění markerů
- Interpretace dat

Dále musí být dodržena některá základní pravidla, mezi něž patří nutnost zaznamenání pohybu kamerami současně. Je nezbytné kamery během zaznamenávání pohybu a mezi kalibracemi nepřemísťovat a pohybující se objekt musí být jasně viditelný po celou dobu záznamu. Kamery musí být synchronizovány a musí být známa frekvence snímání (Soumar, 2011).

2.9.2 Umístění značek pro záznam pohybu

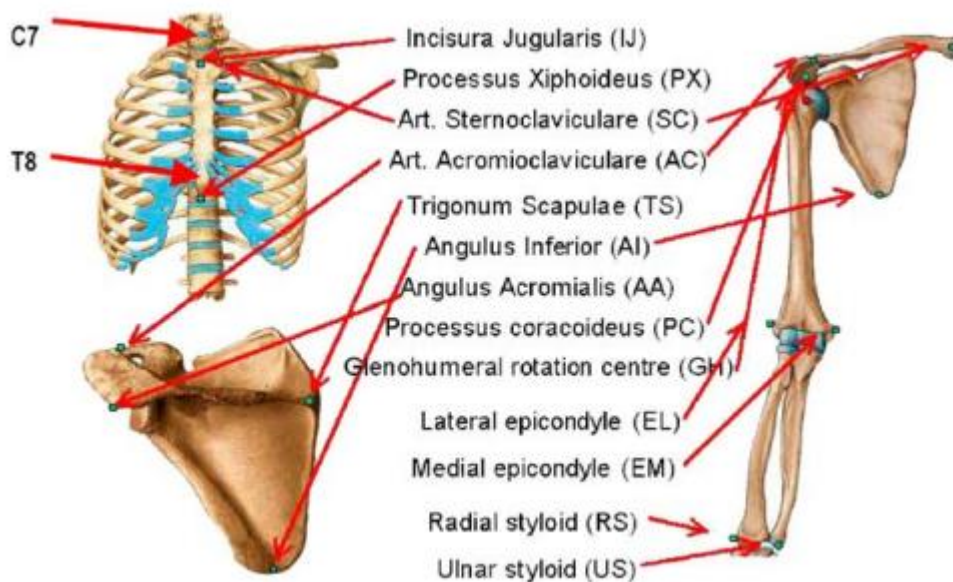
Rozmístění markerů na tělesné segmenty probandů je na jednotlivých výzkumnících, musí však po převedení do digitální podoby odpovídat definovaným anatomickým segmentům (Wu, Helm, Veeger, Makhsous, Van Roy, Anglin, Nagels, Karduna, McQuade, Wang, Werner & Buchholz, 2005).

Standardizace pohybů v jednotlivých kloubech je nesmírně důležitá pro zpřesnění studia pohybu, proto je pro rozmístění markerů doporučováno Mezinárodní společností pro biomechaniku pokaždé využití souboru stejných prominujících kostěných výběžků (Wu et al., 2005).

V případě horní končetiny je pak doporučováno umístění markerů na úrovni nebo v blízkosti jednotlivých kloubů. Na klíční kosti je to nejventrálnější část sternoklavikulárního kloubu a nejdorzálnější část akromioklavikulárního kloubu. Na lopatce se jedná o trigonum spinae scapulae, angulus inferior scapulae, angulus acromialis a processus coracoideus. Na kosti pažní je doporučováno umístění markerů do přibližného středu pohybu v glenohumerálním kloubu, na nejkaudálnější

část laterálního a mediálního epikondylu a na předloktí se jedná o nejvíce prominující část radiálního a mediálního processus styloideus (Wu et al., 2005).

Obrázek 4. Kostěné výběžky hrudníku a horní končetiny doporučené pro rozmístění značek (Wu et al., 2005).



3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl práce

Cílem práce je experimentálně ověřit a objektivizovat vliv holí pro Nordic Walking na kinematické parametry chůze týkající se trupu a horních končetin.

3.1.1 Dílčí cíle

1. Analyzovat změny kinematických parametrů horních končetin a trupu při NW a běžné chůzi napříč všemi zkoumanými rychlostmi a sklony.
2. Analyzovat vliv sklonu podložky na kinematické parametry horních končetin a trupu při NW a běžné chůzi.
3. Analyzovat vliv rychlosti chůze na kinematické parametry horních končetin a trupu při NW a běžné chůzi.

3.2 Hypotézy

H_{01} : Rozsah pohybu horních končetin a trupu se při chůzi s holemi neliší od chůze bez holí.

H_{02} : Rozsah pohybu horních končetin a trupu při chůzi s holemi i bez holí se při různých rychlostech chůze neliší.

H_{03} : Rozsah pohybu horních končetin a trupu při chůzi s holemi i bez holí se při chůzi po různém sklonu podložky neliší.

Hypotézy budou ověřovány pro každý segment samostatně. Kritériem pro zamítnutí hypotézy bude nalezení alespoň jednoho významného rozdílu.

4 METODIKA

V rámci této práce byla provedena dvě biomechanická měření probandů na běžecím ergometru v náklonech 0 % a 8 % s různými rychlostmi nejprve při přirozené chůzi bez holí a poté při chůzi s holemi. Analýza kinematických parametrů probíhala v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii.

Projekt byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (dále pouze FTK UP). Před začátkem měření byl každý proband seznámen s průběhem měření a podepsal informovaný souhlas s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci.

4.1 Charakteristika měřeného souboru

Měření se zúčastnilo 16 probandů. Měřený soubor tvořili studenti Fakulty tělesné kultury UP mužského pohlaví (věk $22,7 \pm 1,3$ let, výška 180 ± 5 cm, hmotnost $75,5 \pm 5,3$ kg).

4.2 Metody a měřící zařízení

Pro potřeby 3D kinematické analýzy byl k posuzování parametrů chůze a severské chůze využit systém Vicon MX: (7 optoelektronických kamer s frekvencí 200 Hz).

V této práci byly hodnoceny úhlové charakteristiky týkající se pohybu trupu, pánve a horních končetin v různých rovinách.

Měření probíhalo na běžecím ergometru (LODE Valiant, Nizozemsko).

4.3 Realizace měření

Před vlastním pořízením záznamu byly na vybrané segmenty subjektů rozmístěny zevní markery odpovídající modelu Plug-In Gait Full Body. Konkrétně se jednalo o tyto segmenty a body na horních končetinách: ramena (acromiony),

lokty (epicondylus lateralis humeri), zápěstí (processus styloideus radii, processus styloideus ulnae), 3. metacarpus. Na pánvi se pak jednalo o pravou a levou spinu iliacu anterior superior a pravou a levou spinu iliacu posterior superior. Na trupu šlo o fossa jugularis, processus xyphoideus, a trnové výběžky C7 a Th10. Veškerá měření pak probíhala pouze ve spodním prádle a běžecké obuvi.

Každý z probandů absolvoval chůzi na běžeckém ergometru svou přirozenou rychlostí bez holí i s holemi po rovině i do kopce se sklonem 8 %. Rychlost chůze odpovídala přirozenému tempu a tempu zvýšenému o 10 % a o 20 % přirozené rychlosti. Pořadí pokusu bylo náhodné.

4.4 Zpracování dat

Data z 3D kinematické analýzy byla vyhodnocována v programu Vicon Nexus a Vicon Polygon (obrázek 4).

Pro zjištění rozdílu mezi přirozenou chůzí a chůzí s holemi jsme sledovali úhlové parametry chůze horních končetin a pánve. Dále jsme sledovali ovlivnění úhlového rozsahu pohybu horních končetin a pánve změnou sklonu ergometru a zvýšením rychlosti chůze a to jak při chůzi s holemi, tak i bez nich.

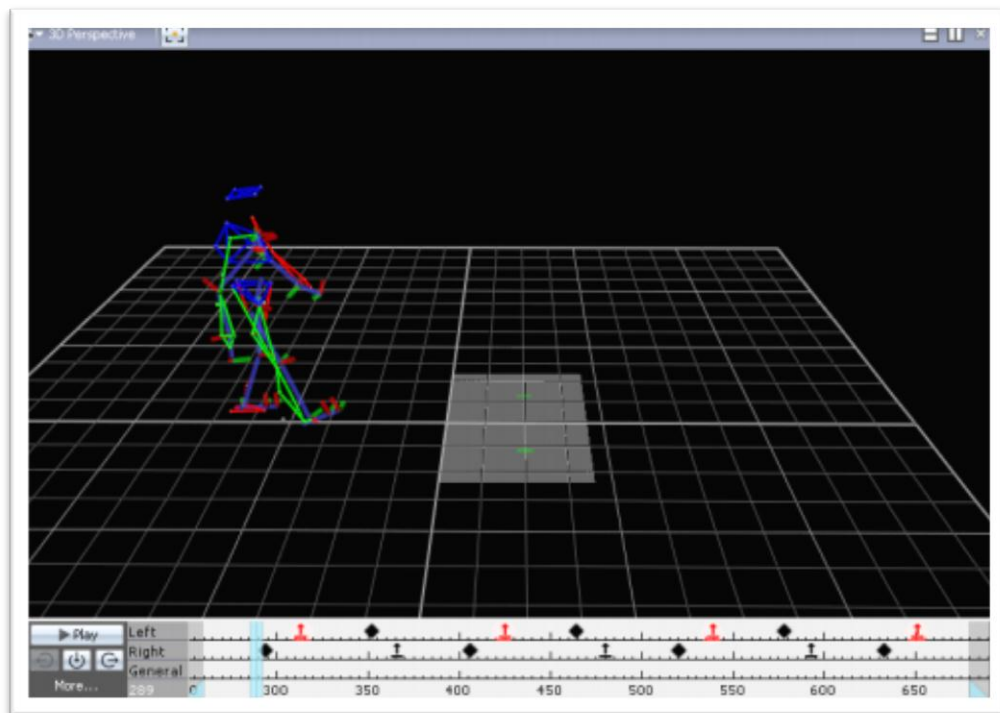
Na trupu a pánvi byl hodnocen úhlový rozsah pohybu ve třech základních rovinách a to v rovině sagitální, frontální a transverzální. Pohyb v sagitální rovině označujeme jako náklon a jde o maximální klopení pánve, tedy krajních bodů definujících segment, v tomto případě středu přední a zadní spiny, anteroposteriorně.

Úhlovým rozsahem pohybu ve frontální rovině chápeme úklon pánve, tedy pohyb pánve kolem anteroposteriorní osy. Úhlový rozsah pohybu v transverzální rovině, značí rotaci pánve, tedy spojnice předních spin, kolem vertikální osy.

Na trupu vyhodnocujeme náklon a úklon. Náklonem opět chápeme pohyb segmentu, definovaného spojnici středů acromionů a středem pánve v sagitální rovině a úklonem pak pohyb téhož segmentu v rovině frontální.

Na horních končetinách jsme pak vyhodnocovali rotaci ramen v transverzální rovině a rozsah pohybu v rovině sagitální. Dále jsme hodnotili 3D úhlový rozsah pohybu jak v kloubu loketním, tak v kloubu zápěstním.

Obrázek 5. Simulace chůzového cyklu zobrazující dopad paty (heel strike) a odlepení palce (toe off) v programu Vicon MX (Sonar & Carroll, 2012).



4.5 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat jsme provedli v programu Statistica (Verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Využili jsme analýzu rozptylu (ANOVA) a LSD Fischer post hoc test. Pro porovnání výsledků měřených kloubů horní končetiny a pánve byly použity průměrné hodnoty měřených parametrů.

5 VÝSLEDKY

Cílem výzkumu bylo zjistit, zda se změní úhlový rozsah pohybu jednotlivých kloubů horních končetin, pánve a trupu, jednak vlivem holí a jednak vlivem sklonu a rychlosti a to jak při chůzi s holemi, tak i bez holí. Pro interpretaci výsledků byly pro srovnání použity průměrné hodnoty jednotlivých parametrů. Kritériem pro zamítnutí nulové hypotézy bylo nutné dosáhnout statisticky významného rozdílu s hladinou významnosti $p < 0,05$ minimálně u dvou testovaných parametrů.

5.1 Efekt hole

V této části analyzujeme efekt holí při chůzi a hodnotíme změny úhlových rozsahů pohybu jednotlivých segmentů horních končetin, pánve a trupu při běžné chůzi a při Nordic Walking (tedy při chůzi s holemi). Vliv jednotlivých efektů bude posuzován samostatně pro pánev, trup, ramenní kloub, loketní kloub a zápěstní kloub pro každou ze sledovaných rovin.

Průměrné velikosti úhlového rozsahu pohybu jednotlivých tělesných segmentů jsou uvedeny v tabulce 1, grafové zobrazení statisticky významných rozdílů u vybraných segmentů je pak zobrazeno na obrázku 6 až 9.

Při chůzi s holemi po rovině (při sklonu 0 %) přirozenou rychlostí, došlo v sagitální rovině k statisticky významnému ($p < 0,05$) zvětšení úhlového rozsahu pohybu pánve, tedy k zvýraznění klopení pánve anteroposteriorně ($5,0^\circ$), oproti běžné chůzi bez holí po rovině ($4,3^\circ$). V případě rozsahu pohybu pánve v transversální a frontální rovině nebyla zjištěna významná ($p < 0,05$) změna rozsahu pohybu ani v jednom případě.

V úhlových hodnotách parametrů trupu jsme ani v rovině sagitální, ani v rovině frontální nenalezli žádný významný rozdíl při chůzi s holemi a bez holí.

Na horních končetinách se již situace mění. Zatímco průměrný rotační pohyb ramen při chůzi po rovině přirozenou rychlostí s holemi nevykazuje oproti běžné chůzi významnou změnu rozsahu pohybu, našli jsme významné rozdíly hodnot jak v případě ramenního kloubu v rovině sagitální ($24,9^\circ$) ve srovnání s přirozenou chůzí bez holí ($30,6^\circ$), tak v případě 3D úhlového rozsahu pohybu kloubu loketního

(49,1 °), který má při běžné chůzi průměrný rozsah 44,7 ° i zápěstního kloubu, kdy rozsah pohybu při chůzi s holemi odpovídá 33,4 ° oproti běžné chůzi 15,2 °. Zde tedy výsledky signalizují, že hole ovlivní celkový rozsah pohybu horních končetin při chůzi.

Při chůzi s holemi přirozenou rychlostí po podložce se sklonem 0 % se zmenší úhlový rozsah pohybu v kloubu ramenním v rovině sagitální, a naopak zvětší 3D úhlový rozsah pohybu v kloubu loketním i v kloubu zápěstním.

5.1.1 Vyjádření k hypotéze H_{01}

H_{01} : Rozsah pohybu horních končetin a trupu se při chůzi s holemi neliší od chůze bez holí.

Hypotéza byla posuzována samostatně pro pánev, trup, ramenní kloub, loketní kloub a zápěstní kloub.

V případě pohybu pánve jsme při chůzi s holemi zjistili statisticky významný rozdíl u jednoho ze zkoumaných parametrů, a to významné zvětšení úhlového rozsahu pohybu v anteroposteriorním směru. U mediolaterálního pohybu ani u rotačního pohybu pánve nebyl potvrzen při chůzi s holemi zvýšený úhlový rozsah pohybu. Pro oblast pánve tedy hypotézu zamítáme, pohyb pánve při chůzi s holemi se oproti běžné chůzi liší.

V případě pohybu trupu při severské chůzi jsme zkoumali pouze dva parametry a to náklon pánve anteroposteriorně a úklon pánve mediolaterálně. Ani v jednom případě nebyl naměřen zvýšený rozsah pohybu trupu při chůzi s holemi. Pro oblast trupu hypotézu přijímáme, tedy rozsah pohybu trupu se při chůzi s holemi neliší od chůze bez holí.

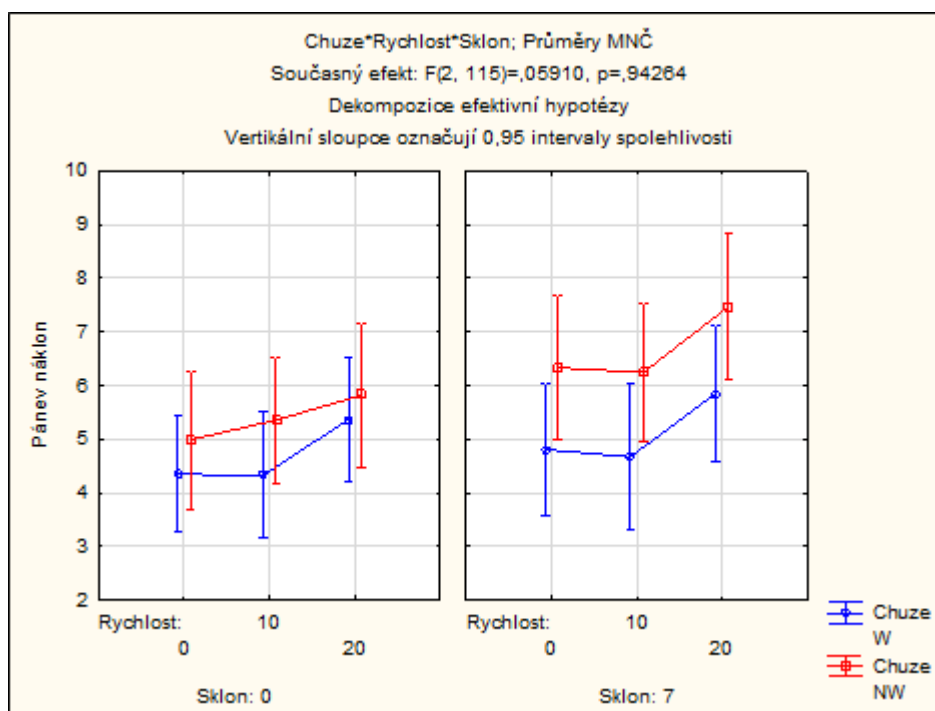
Pro oblast horních končetin je situace jiná. Zde jsme zkoumali zvýšení rozsahu pohybu zvláště pro jednotlivé klouby horních končetin od ramene po zápěstí. Dle uvedených námi naměřených hodnot se rozsah pohybu v ramenním kloubu

při chůzi s holemi zmenšil v případě sagitální roviny. Rozsah pohybu loketního i zápěstního kloubu se naopak použitím holí při chůzi přirozenou rychlostí po rovině zvětšil oproti běžné chůzi. V případě horních končetin došlo k významné ($p < 0,05$) změně při chůzi s holemi. Hypotézu pro horní končetinu zamítáme, neboť z výsledků vyplývá, že pohyb horních končetin se při chůzi s holemi liší oproti běžné chůzi bez holí.

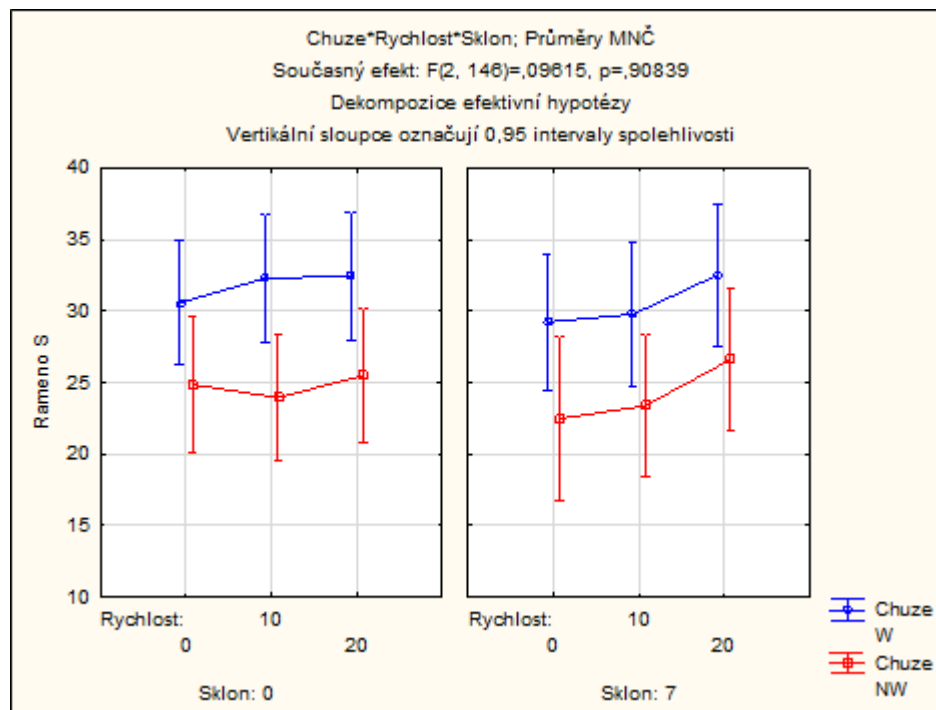
Tabulka 1. Průměrné hodnoty úhlového rozsahu pohybu jednotlivých tělesných segmentů během běžné a severské chůze při různém sklonu podložky a rychlosti chůze.

Parametr	Běžná chůze				Severská chůze			
	po rovině		do kopce		po rovině		do kopce	
	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.
Pánev náklon	4,3	1,7	4,8	2,1	5,0	1,6	6,3	3,5
Pánev úklon	10,7	2,6	12,2	2,8	12,0	2,3	10,9	3,1
Pánev rotace	14,1	4,5	12,6	4,0	15,6	3,3	15,0	5,7
Trup náklon	4,6	1,4	4,9	1,5	4,9	3,2	4,7	1,3
Trup úklon	6,3	1,3	6,7	2,3	7,4	3,9	7,2	3,5
Ramena rotace	9,5	4,4	10,9	2,4	11,5	5,1	9,7	4,8
Rameno S	30,6	9,2	29,2	10,0	24,9	9,0	22,5	6,8
Loket 3D	44,7	11,3	43,7	13,4	49,1	14,4	60,8	12,0
Zapestí 3D	15,2	5,4	17,2	7,2	33,4	14,8	36,3	12,0

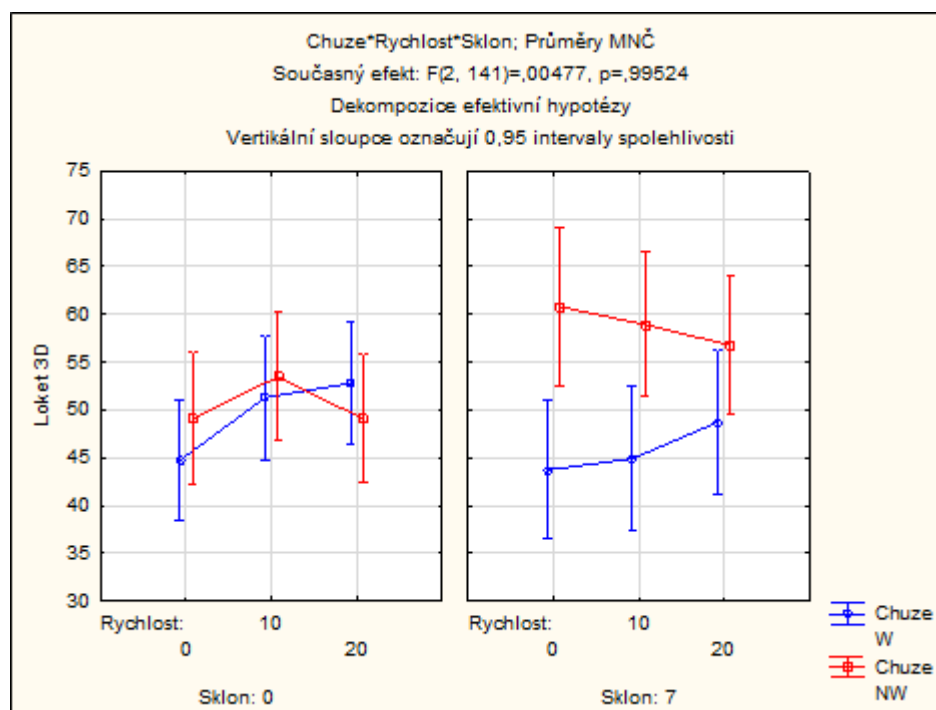
Obrázek 6. Úhlový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině během běžné a severské chůze při různém sklonu podložky a rychlosti chůze.



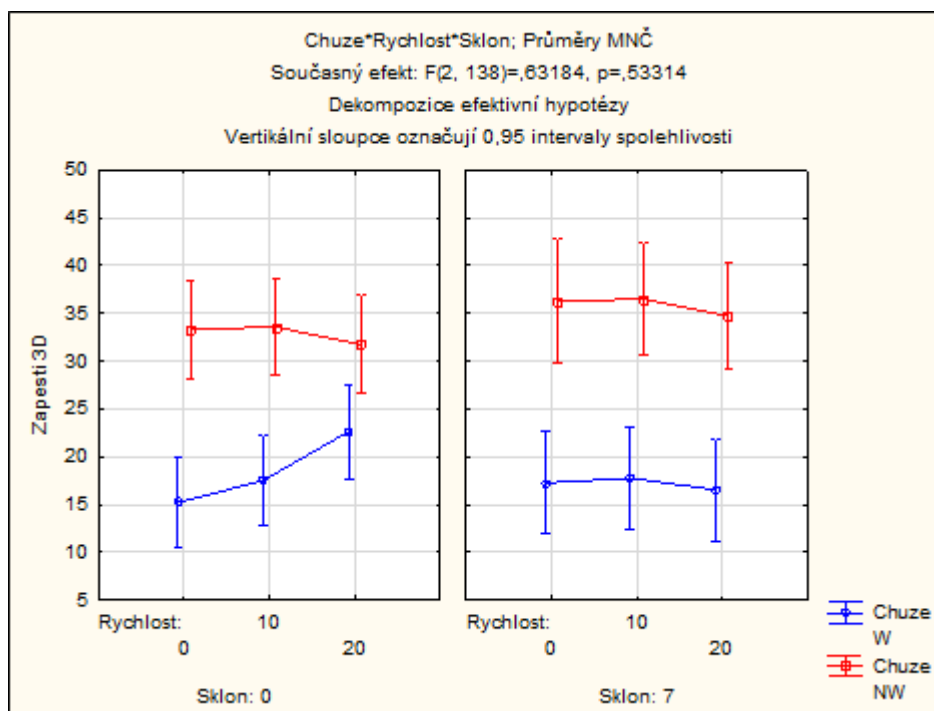
Obrázek 7. Úhlový rozsah pohybu ramenních kloubů v sagitální rovině během běžné a severské chůze při různém sklonu podložky a rychlosti chůze.



Obrázek 8. Úhlový rozsah pohybu loketních kloubů v sagitální rovině během běžné a severské chůze při různém sklonu podložky a rychlosti chůze.



Obrázek 9. Úhlový rozsah pohybu zápěstí v sagitální rovině během běžné a severské chůze při různém sklonu podložky a rychlosti chůze.



5.2 Efekt rychlost

Při vyhodnocování efektu rychlost jsme hodnotili změnu úhlového rozsahu pohybu horních končetin, pánve a trupu vlivem rychlosti navýšené o 10 % a 20 % původní rychlosti jak při chůzi s holemi, tak i při běžné chůzi po rovině i do kopce. Zajímalo nás, zda rychlost chůze ovlivní rozsah pohybu jednotlivých tělesných segmentů a zda dojde ke změně rozsahu pohybu v jednotlivých zkoumaných segmentech a rovinách.

Celkový průměrný rozsah pohybu pánve v sagitální rovině při běžné chůzi po rovině rychlostí vyšší o 20 % se statisticky významně zvětšil ($p < 0,05$) ($5,4^\circ$) v porovnání s běžnou chůzí přirozenou rychlostí ($4,3^\circ$). Rovněž v případě rozsahu pohybu pánve v transversální rovině při chůzi po rovině rychlostí vyšší o 20 % došlo k statisticky významnému zvětšení ($p < 0,05$) ($18,4^\circ$) oproti chůzi přirozenou rychlostí ($14,1^\circ$) i oproti běžné chůzi rychlostí vyšší o 10 % ($16,3^\circ$).

U všech ostatních segmentů nebyl zvýšený rozsah pohybu zjištěn ani u jedné ze zkoumaných rovin.

Průměrné úhlové hodnoty naměřené ve všech segmentech za všech zkoumaných situací jsou uvedeny v tabulce 2.

Z těchto výsledků vyplývá, že větší rozsah pohybu vlivem vyšší rychlosti chůze byl zaznamenán pouze u pánve. V žádném z dalších zkoumaných segmentů ani parametrů nebyl nalezen statisticky významný efekt rychlosti na rozsah pohybu.

5.2.1 Vyjádření k hypotéze H_{02}

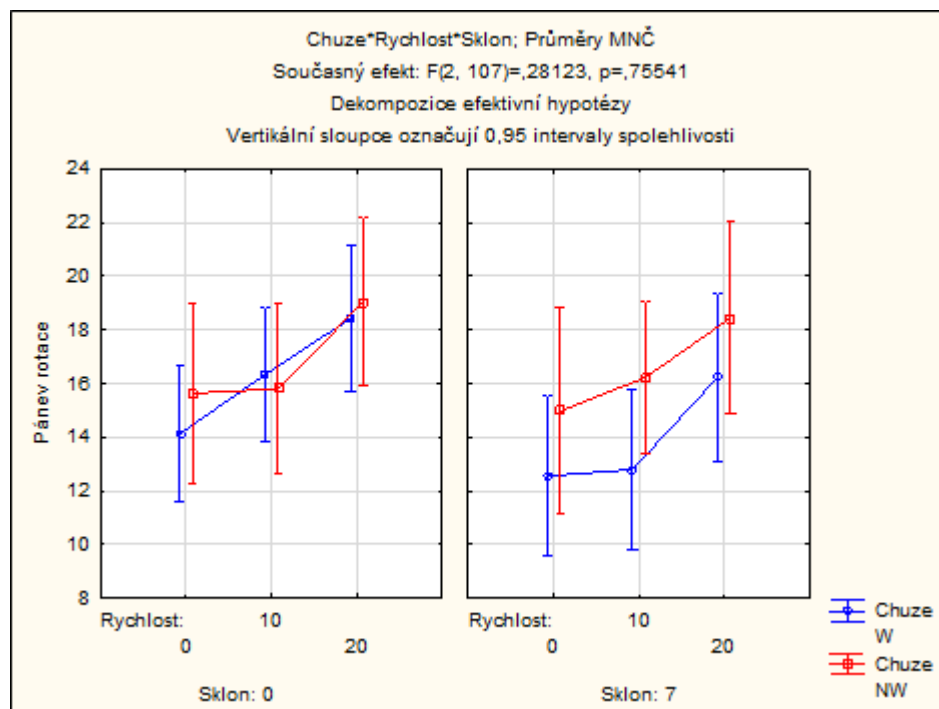
H_{02} : Rozsah pohybu horních končetin a trupu při chůzi s holemi i bez holí se při různých rychlostech chůze neliší.

Hypotéza byla posuzována samostatně pro pánev, trup, ramenní kloub, loketní kloub a zápěstní kloub.

Pro segment pánve bylo statisticky významné ($p < 0,05$) zvýšení rozsahu pohybu při přirozené chůzi různými rychlostmi naměřeno ve dvou rovinách, a to v sagitální rovině pro náklon pánve anteroposteriorně a v transversální rovině pro rotaci pánve. Hypotézu pro tento segment tedy zamítáme, z čehož vyplývá, že při chůzi vyšší rychlostí dojde k výraznějšímu pohybu pánve ve srovnání s chůzí přirozenou rychlostí.

U zbývajících segmentů a zkoumaných parametrů nebylo významné zvětšení rozsahu pohybu potvrzeno ani v jednom případě. Pro oblast trupu a horních končetin hypotézu přijímáme, rozsah pohybu trupu a horních končetin se při chůzi různými rychlostmi neliší od chůze přirozenou rychlostí.

Obrázek 10. Úhlový rozsah pohybu pánve v transversální rovině během běžné a severské chůze při různém sklonu podložky a rychlosti chůze.



Tabulka 2. Průměrné hodnoty úhlových parametrů pánve, trupu a horních končetin při sklonu 0 % a 8 % a různých rychlostech při chůzi s holemi i bez holí.

Parametr	Rychlost	Běžná chůze				Severská chůze			
		po rovině		do kopce		po rovině		do kopce	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.
Pánev náklon	Chůze přirozenou rychlostí	4,3	1,7	4,8	2,1	5,0	1,6	6,3	3,5
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	4,3	1,3	4,7	0,7	5,4	1,9	6,2	2,6
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	5,4	1,2	5,9	2,2	5,8	1,0	7,5	3,4
Pánev úklon	Chůze přirozenou rychlostí	10,7	2,6	12,2	2,8	12,0	2,3	10,9	3,1
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	11,5	3,7	11,8	4,8	11,7	2,6	13,0	3,4
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	12,5	4,1	14,3	3,6	13,0	2,4	13,6	3,9
Pánev rotace	Chůze přirozenou rychlostí	14,1	4,5	12,6	4,0	15,6	3,3	15,0	5,7
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	16,3	4,3	12,8	3,9	15,8	3,9	16,2	5,3
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	18,4	4,8	16,2	5,1	19,0	5,0	18,4	7,5
Trup náklon	Chůze přirozenou rychlostí	4,6	1,4	4,9	1,5	4,9	3,2	4,7	1,3
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	4,4	1,5	4,6	2,2	5,0	2,3	5,2	2,3
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	4,8	1,2	5,3	1,9	5,7	3,0	5,7	2,4
Trup úklon	Chůze přirozenou rychlostí	6,3	1,3	6,7	2,3	7,4	3,9	7,2	3,5
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	6,9	1,5	6,9	1,6	6,9	2,9	5,9	1,6
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	7,9	2,7	7,3	2,4	6,5	1,4	6,6	1,5
Ramena rotace	Chůze přirozenou rychlostí	9,5	4,4	10,9	2,4	11,5	5,1	9,7	4,8
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	9,3	3,8	10,8	3,2	9,7	4,8	9,1	3,4
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	8,9	2,8	10,8	4,0	9,2	4,7	9,4	4,0
Rameno S	Chůze přirozenou rychlostí	30,6	9,2	29,2	10,0	24,9	9,0	22,5	6,8
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	32,3	8,0	29,8	9,4	23,9	7,0	23,4	8,1
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	32,4	8,8	32,5	10,4	25,5	8,7	26,6	8,8
Loket 3D	Chůze přirozenou rychlostí	44,7	11,3	43,7	13,4	49,1	14,4	60,8	12,0
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	51,3	11,9	44,9	15,5	53,5	9,6	58,9	10,2
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	52,8	10,5	48,7	14,1	49,0	15,0	56,8	13,9
Zapestí 3D	Chůze přirozenou rychlostí	15,2	5,4	17,2	7,2	33,4	14,8	36,3	12,0
	Chůze rychlostí zvýšenou o 10 %	17,5	3,7	17,8	5,8	33,6	10,0	36,5	9,5
	Chůze rychlostí zvýšenou o 20 %	22,6	14,0	16,5	6,1	31,7	9,6	34,7	8,6

5.3 Efekt sklon

Dalším zkoumaným efektem byl vliv sklonu podložky na úhlový rozsah pohybu jednotlivých segmentů.

Stejně jako u efektu rychlost jsme našli významný rozdíl ($p < 0,05$) úhlových hodnot při náklonu pánve v anteroposteriorním směru způsobený přirozenou chůzí po podložce se sklonem 8 % (4,8 °) oproti běžné chůzi přirozenou rychlostí po rovině se sklonem 0 % (4,3 °). U všech ostatních segmentů nebyl potvrzen statisticky významný větší rozsah pohybu ani u jedné ze zkoumaných rovin.

5.3.1 Vyjádření k hypotéze H_{03}

H_{03} : Rozsah pohybu horních končetin a trupu při chůzi s holemi i bez holí se při chůzi po různém sklonu podložky neliší.

Hypotéza byla posuzována samostatně pro pánev, trup, ramenní kloub, loketní kloub a zápěstní kloub.

Poslední hypotéza zkoumala vliv sklonu na rozsah pohybu jednotlivých segmentů při chůzi za různých situací. I v tomto případě došlo k statisticky významnému zvětšení rozsahu pohybu pánve v anteroposteriorním směru s vyšším sklonem podložky. Je to jediný parametr, na který měl sklon významný efekt, a proto hypotézu pro oblast pánve zamítáme. Rozsah pohybu pánve se při chůzi po podložce se sklonem 8 % liší oproti chůzi po rovině.

U zbývajících segmentů a zkoumaných parametrů a rovin opět nebylo významné zvětšení rozsahu pohybu s vyšším sklonem podložky potvrzeno u žádného segmentu, proto hypotézu přijímáme jak pro oblast trupu, tak pro oblast horních končetin. Rozsah pohybu trupu a horních končetin se při chůzi po podložce s různými sklony s holemi i bez holí při různých rychlostech chůze neliší.

6 DISKUZE

6.1 Vliv holí a srovnání chůze s holemi a chůze bez holí

Naše práce si kladla za úkol odpovědět na několik dílčích otázek a úkolů. Prvním z těchto úkolů bylo analyzovat kinematické parametry jednak při chůzi s holemi a jednak bez holí a srovnat pak změny, které se vlivem holí udály.

Je zajímavé, že ačkoliv je poměrně velké množství studií věnováno analýze metabolických nároků na severskou chůzi a na zatížení kloubů dolních končetin při chůzi, je jen malý počet prací věnován kinematické analýze severské chůze. Nenalezli jsme pak žádnou studii zaměřenou na samotnou kinematickou analýzu horních končetin a trupu při severské chůzi. Existuje jen malé množství studií cílených na analýzu zapojení svalů horních končetin a trupu při Nordic Walking prostřednictvím EMG záznamu vybraných svalových skupin, avšak bez dalšího zkoumání kinematických parametrů.

Při analýze dat jsme vycházeli z předpokladu, že se úhlový rozsah pohybu jednotlivých zkoumaných segmentů pánve, trupu a horních končetin v různých rovinách nebude odlišovat od přirozené chůze bez holí. Z našich výsledků pak vyplynulo, že zatímco došlo k statisticky významnému ($p < 0,05$) zvětšení rozsahu pohybu pánve v anteroposteriorním směru, nedošlo v případě dalších rovin v oblasti pánve ani trupu k významnému zvětšení rozsahu pohybu a lze tedy říci, že v případě pánve a trupu se náš předpoklad potvrdil. Ve prospěch našeho tvrzení mluví i výsledky Morgulec-Adamovicze et al. (2011), kteří došli k závěru, že při chůzi s holemi dojde k významnému zvětšení rozsahu pohybu kyčelních kloubů v sagitální rovině a lze tedy předpokládat, že dojde v sagitální rovině i ke zvýšení rozsahu pohybu, tedy náklonu, pánve.

V oblasti horních končetin se rozsah pohybu zvětšil ve všech zkoumaných kloubech s výjimkou kloubu ramenního, kde je situace odlišná a překvapivě vykazuje opačný charakter. V ramenních kloubech došlo ke zmenšení úhlového rozsahu pohybu v sagitální rovině oproti běžné chůzi. Domníváme se, že je to způsobeno výraznější svalovou aktivitou v oblasti ramenních pletenců při odrazu horními končetinami o hole, tedy potřebou zpevnit a zastabilizovat ramenní kloub více, než je tomu při prosté chůzi bez odrazu. Při chůzi s holemi dochází k opakovanému

pohybu horní končetiny držící hůl vpřed a nahoru s postupnou flexí loketního kloubu až do fáze opory o hůl. Samotný odraz má pak propulzní aktivitu a vede k prodloužení délky kroku.

Pro pochopení námi zjištěných údajů, je důležité si uvědomit, jakou roli při pohybu hrají horní končetiny a trup a mimo jiné i ontogenetický vývoj motoriky člověka. Znalost vývojové kineziologie pro nás v tomto případě znamená přínos v pohledu na držení osového orgánu člověka při lokomoci. Při chůzi dochází k pravidelnému střídání otevřených a uzavřených kinematických řetězců (Jandová & Morávek, 2011). Ačkoliv je lidská lokomoce bipedální aktivita, z neurofyziologického hlediska zůstává organizována v lokomočním kvadrupedálním vzoru, kdy jsou souhyby trupu vyrovnávány pohybem končetin (Kračmar, Bačáková, Mikulíková, Hrouzová, & Hojka, 2011).

Při chůzi dochází k recipročnímu rytmickému střídání horních a dolních končetin s pravidelným střídáním otevřených a uzavřených řetězců na dolních končetinách, přičemž horní končetiny se při přirozené chůzi pohybují v otevřených kinematických řetězcích. Když však při chůzi použijeme hole, rázem se i v případě horních končetin začíná rytmicky střídat pohyb v otevřených a uzavřených řetězcích a tedy fáze oporná s fází ná krokrou/švihovou, což hovoří pro diferenciaci pohybu.

Z výsledků cílených na aktivaci svalů horních končetin a trupu při severské chůzi je zřejmé, že dochází k zapojení většího množství svalových skupin v oblasti horních končetin, než při prosté chůzi bez holí. Kračmar et al. (2011) došli k závěru, že dochází při severské chůzi k výraznější aktivitě acromiální a claviculární části m. deltoideus a rovněž k výraznější aktivitě m. latissimus dorsi a ramenní kloub produkuje oproti běžné chůzi propulzní sílu. Současně dochází ke vzniku kokontrakční aktivity dlouhých hlav m. biceps a triceps brachii. Výraznější aktivita m. latissimus dorsi při chůzi s holemi je projevem zapojení svalu do uzavřeného kinematického řetězce s vytvořením puncta fixa na dlani. Ve shodě s těmito výsledky je i studie provedená Jandovou a Morávkem (2011), kteří taktéž při severské chůzi zjistili výraznější aktivitu m. latissimus dorsi. Rovněž Pellegrini, Peyré-Tartaruga, Zoppirolli, Bortolan, Bacchi, Figard-Fabre a Schena (2015) a Shim et al. (2013) provedli obdobnou studii srovnávající aktivitu svalstva při přirozené a severské chůzi a došli také k závěru, že při severské chůzi dochází k výraznějšímu zapojení jak

m. latissimus dorsi, tak i m. triceps brachii, přičemž oba svaly se výrazně podílí na odrazu holemi. Navíc autoři také zjistili výraznější aktivitu přední části m. deltoideus a m. biceps brachii.

Při chůzi s holemi typicky dojde k prodloužení délky kroku (Morgulec-Adamowicz et al., 2011; Shim, 2012), jež je výsledkem odrazu holí horními končetinami. Jak zmiňuje celá řada autorů, slouží švihový pohyb paží ke snížení točivého momentu trupu, tedy k jeho stabilizaci a usnadnění držení rovnováhy při chůzi (Goudriaan et al., 2014; Kuthz-Buschbeck & Jing, 2012; Meyns et al., 2013; Park; 2008). Výsledky studie Kračmara et al. (2011), ale i dalších výše zmíněných autorů zkoumajících aktivitu svalů při Nordic Walking naznačují, že změna timingu svalů při severské chůzi připomíná kvadrupední lokomoci s výraznější aktivitou diagonálních svalových řetězců.

Dalším klíčovým prvkem pro udržení rovnováhy, je kontrola mediolaterálního pohybu trupu a pánve při chůzi. Jak zdůrazňují ve své práci Jansen, Groote, Duysens a Jonkers (2014), je při simulaci chůze s modelem člověka rovnováha v anteroposteriorním směru udržována pasivně setrvačností pohybu paží, zatímco v mediolaterálním směru musí být rovnováha kontrolována aktivně. Stejného názoru jsou i Ijmker, Houdijk, Lamothe, Beek a van den Woude (2013). Hlavní kontrolní strategií k dosažení mediolaterální stability je adaptace šířky jednotlivých kroků tak, aby byla zajištěna dostatečná šířka opěrná báze. Svalem, který je pak zodpovědný za mediolaterální stabilitu pánve je především gluteus medius.

Použitím holí zcela nepochybně dochází k zvětšení opěrné báze při chůzi. Kračmar et al. (2011) při Nordic Walking potvrzují ve své studii sníženou aktivitu právě gluteus medius, což svědčí o tom, že při chůzi s holemi dochází k snížení oscilací trupu mediolaterálně a tedy k menším výkyvům těžiště do stran. Lze tedy říci, že výše zmíněné studie pouze potvrzují náš předpoklad, že při chůzi s holemi nedochází významné změně rozsahu pohybu trupu. Změní se však nepochybně rozsah pohybu paží a pánve.

6.2 Vliv rychlosti

Dalším dílčím cílem naší práce bylo analyzovat vliv rychlosti chůze na parametry horních končetin a trupu v jednotlivých zkoumaných rovinách při chůzi s holemi i bez nich. Porovnávali jsme přirozenou rychlost chůze a chůzi rychlostí zvýšenou o 10 a 20 % oproti původní přirozené rychlosti.

Z námi vyhodnocených výsledků vyplynul statisticky významný rozdíl úhlového rozsahu pohybu při náklonu pánve v anteroposteriorním směru a při rotaci pánve v transversální rovině při prosté chůzi bez holí. Byli jsme nuceni hypotézu v případě pohybu pánve zamítnout, neboť z našeho hodnocení bylo patrné, že se pohyb pánve při běžné chůzi vyšší rychlostí ve srovnání s chůzí přirozenou rychlostí zvětší.

U všech ostatních segmentů nebyl zvýšený rozsah pohybu při rychlejší chůzi zjištěn ani u jedné ze zkoumaných rovin jak při chůzi s holemi, tak i bez holí. Z výše uvedeného je zřejmé, že větší rozsah pohybu lze potvrdit pouze při přirozené chůzi vyšší rychlostí po rovině a to pouze v oblasti pánve.

Goodworth, Perrone, Pillsbury a Yargeau (2015) se zabývali právě vlivem rychlosti na chůzi a došli k závěru, že chůze vyšší rychlostí je stabilnější, pravděpodobně kvůli vyšším amplitudám svalové aktivity při chůzi a kratší stojné fázi o jedné dolní končetině. Jansen et al. (2014) došli k závěru, že chůze při nízkých rychlostech sice vede ke snížení silových nároků, avšak vede zároveň k větším výkyvům těžiště mediolaterálně a k výraznější potřebě svalové koordinace.

K zajímavým výsledkům dospěli Bruijn et al. (2008) kteří zkoumali koordinaci pánve, hrudníku a dolních končetin při chůzi přirozenou i vyšší rychlostí. Dle výsledků pánev a hrudník ovlivňují točivý moment trupu mnohem méně (jen asi z 10 %) než reciproční pohyb paží a dolních končetin (ty celkovou hybnost trupu ovlivňují asi z 90 %).

Výsledky studie provedené Huangem et al. (2010) týkající se koordinace trupu a pánve nasvědčují, že při chůzi vyšší rychlostí prodlouženým krokem dojde také ke zvýraznění rotací pánve a páteře v transversální rovině a ke zvětšení „relativní fáze“, což je doba změny koordinace trupu a pánve ze synchronního rotačního pohybu pánve a hrudníku „ve fázi“, čili v témže směru na pohyb v „opačné fázi“, čili kontrarotaci pánve a hrudníku. Zatímco při nižších rychlostech pozorujeme

„fázickou“ koordinaci horní a dolní části těla, při chůzi vyšší rychlostí se začíná koordinace měnit a přecházet v opačnou fázi, kdy hrudník vůči pánvi začíná rotovat s opačným směrem. „Fázický“ vzor pohybu, kdy hrudník a pánev rotují společně v témže směru, sledujeme buď v případě chůze při nízkých rychlostech nebo za patologických situací například u osob po cévní mozkové příhodě nebo s dětskou mozkovou obrnou. Huang et al. (2010) poukazují na skutečnost, že pánev při chůzi vyšší rychlostí rotuje vpřed společně s dolní končetinou, čímž se ovšem zvýrazní kontrarotace hrudníku vůči dolní končetině.

Bruijn et al. (2008) však ve své studii upozorňují na to, že při chůzi vyšší rychlostí nedochází ani tak k výraznějšímu pohybu hrudníku vůči pánvi, ten zůstává relativně nezměněn při všech rychlostech nad 3 km/h, co se však změní je spíše pohyb pánve, jenž se při vyšších rychlostech adaptuje na rychlejší pohyb a začne se pohybovat „fázicky“ společně se švihovou dolní končetinou. Dojde tím k prodloužení kroku a proto je opačný pohyb pánve a dolních končetin vůči rotaci hrudníku výraznější. Co při chůzi vyšší rychlostí nabývá na významu je role horních a dolních končetin v točivém momentu celého trupu, kdy kontrarotační švihový pohyb paží má za úkol vyrovnávat celkový točivý moment trupu. Výsledky těchto studií tedy vrhají světlo na to, proč se při chůzi vyšší rychlostí nezvětší kromě pohybu pánve rozsah v žádných dalších segmentech. Vlivem rychlosti se totiž nezvětší samotný pohyb trupu, změní se však timing a koordinace svalů, které jsou za pohyb zodpovědné. Vyšší rychlost chůze způsobí, že pánev rotuje a pohybuje se vpřed spolu s dolní končetinou, která se však pohybuje ve fázi opačné k trupu.

Pšurný, Janura, Krejčí a Jakubec (2013) analyzující ve své práci právě vliv rychlosti chůze na axiální síly holí při Nordic Walking došli k závěru, že vyšší rychlost chůze s holemi ovlivní především časověprostorové parametry chůze, a to prodloužení délky kroku a zvýšení frekvence chůzového cyklu. Navíc se zvýšením rychlosti při severské chůzi zvětší i velikost síly generované horními končetinami, maximální síla při opoře o hůl a rovněž se zkrátí doba opory o hůl.

My jsme na základě našich výsledků došli k závěru, že chůze různými rychlostmi významně ($p < 0,05$) neovlivní rozsah pohybu pánve, trupu ani horních končetin při severské chůzi.

6.3 Vliv sklonu

Posledním naším cílem bylo prozkoumat vliv sklonu (0 % a 8 %) na parametry chůze v jednotlivých segmentech horních končetin a trupu.

Statisticky významnou ($p < 0,05$) změnu úhlového rozsahu pohybu jsme našli v případě zvětšení náklonu pánve v anteroposteriorním směru při přirozené chůzi bez holí po podložce se sklonem 8 %. V žádném dalším segmentu, ani při žádné další situaci nebyl statisticky významný rozsah pohybu nalezen. Hypotézu jsme tedy pro oblast pánve byli nuceni zamítnout, a potvrdit tak, že se běžná chůze do kopce liší od chůze po rovině. Pro všechny ostatní segmenty jsme však hypotézu přijali, neboť nebyla nalezena žádná další statisticky významná ($p < 0,05$) změna. Rozsah pohybu horních končetin a trupu se vlivem sklonu podložky nezmění oproti chůzi bez holí.

Ve výše diskutované studii provedené Pšurným et al. (2013) byl zkoumán mimo jiné i vliv sklonu na axiální síly holí při Nordic Walking. V souladu s našimi výsledky však ani autoři studie nenalezli statisticky významné změny časových a dynamických parametrů při chůzi.

Podle výsledků Laye, Hasse a Gregora (2006) dochází při chůzi do kopce k větší flexi jak hlezenního, kolenního tak i kyčelního kloubu při heel strike a k výraznější extenzi při midstance ve srovnání s chůzí po rovině, což je důsledkem potřeby zvednout dolní končetinu výš. Při chůzi do kopce se oproti chůzi po rovině výrazně změní vzorec pohybu v kyčelním kloubu, kdy se významně zvyšuje a prodlužuje extenční moment vůči flekčnímu momentu, který je opožděn. Stejně výsledky získali i Hong, Leu, Li, Wang, Ho a Lu (2014), kteří rovněž došli k závěru, že se při chůzi do kopce výrazně prodlouží extenční moment kyčelního kloubu. Taktéž zjistili, že při vzrůstajícím náklonu klesá i lineárně k tomu rychlost chůze, čehož je dosaženo primárně snížením kadence spíše než zkrácením délky kroku. Podobného názoru jsou v tomto případě i Pšurný et al. (2013), kteří však předpokládají, že při chůzi do kopce dojde i ke zkrácení kroku a zároveň při chůzi s holemi musí být na hole vyvíjena větší síla.

To zjištění opět souhlasí s daty námi vyhodnocenými, kdy došlo k signifikantnímu zvětšení náklonu pánve anteroposteriorně, jako reakce na zvýšený sklon a potřebu větší flexe v kyčelním kloubu.

Pellegrini et al. (2015) při analýze chůze s holemi do kopce zjistili vyšší aktivitu mm. erector spinae při běžné chůzi bez holí oproti severské chůzi, kdy naopak svaly vykazují nižší aktivaci, což pravděpodobně svědčí o tom, že použitím holí při chůzi do kopce dojde k snížení svalové aktivity mm. erector spinae výraznější propulzní aktivitou paží a trupu.

Z klinického hlediska mají pro nás tyto informace význam, neboť lze pak použití holí doporučit jako vhodnou pohybovou aktivitu pacientům s poruchami koordinace a stability při chůzi. Vzhledem k charakteru pohybu, při zvládnutí správné techniky Nordic Walking dojde aktivací šikmých řetězců ke zpevnění trupu, zatímco odrazem od holí, dojde k zvýšení zapojení svalů paží a trupu, k centraci ramenních kloubů a silou vyvinutou při odrazu spolu s propulzní aktivitou paží dojde k prodloužení délky kroku. Zároveň je zvětšením opěrné baze dosaženo menších oscilací trupu do stran a zvýšení stability. Použití holí se tak jeví jako zvláště vhodná aktivita například u seniorů či u pacientů s neurologickými onemocněními ovlivňujícími chůzi, jako je například Parkinsonova nemoc.

7 ZÁVĚR

Diplomová práce byla zaměřena na posouzení vlivu holí, rychlosti a sklonu podložky na kinematické parametry chůze.

Ve třech hypotézách jsme zkoumali vliv použití holí, vliv chůze různými rychlostmi a vliv chůze po podložce se zvýšeným sklonem zvláště na oblast pánve, trupu a horních končetin.

Hlavními závěry, ke kterým jsme došli u první hypotézy, zkoumající vliv holí na zapojení jednotlivých segmentů trupu a horních končetin jsou následující. Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině se při chůzi s holemi se zvýšil. V případě pohybu pánve v dalších rovinách a v případě trupu se změna rozsahu pohybu nepotvrdila. Velikost rozsahu pohybu ramenních kloubů v sagitální rovině při chůzi s holemi se oproti běžné chůzi zmenšila. Rozsah pohybu loketního a zápěstního kloubu se při chůzi s holemi oproti běžné chůzi zvětšil. Použití holí tedy vedlo ve většině případů k zvětšení rozsahu pohybu segmentů v sagitální rovině.

Chůze různými rychlostmi rozsah pohybu pánve, trupu a horních končetin ovlivnila mnohem méně, než chůze s holemi. Vlivem chůze různými rychlostmi se rozsah pohybu zvětšil pouze v případě pohybu pánve v sagitální a transversální rovině. V případě žádných dalších segmentů ani rovin jsme vliv rychlosti na kinematické parametry horních končetin a trupu neprokázali.

Podobně i chůze po podložce s různým sklonem dle našich výsledků ovlivnila kinematické parametry jednotlivých segmentů horních končetin a trupu jen zcela minimálně. Zvýšený rozsah pohybu vlivem chůze po podložce s vyšším sklonem, imitující tak chůzi do kopce, se opět potvrdil pouze v případě pohybu pánve v sagitální rovině. Ve všech ostatních případech nelze říci, že by se chůze po podložce s vyšším sklonem lišila od chůze po rovině.

Došli jsme k závěru, že v případě horních končetin a pánve se nejvýrazněji liší chůze severská od chůze běžné a nejvíce kinematické parametry tedy ovlivnilo použití holí při chůzi. Při chůzi vyšší rychlostí a při chůzi po podložce s větším sklonem rovněž dojde k zvětšení rozsahu pohybu pánve. Co se ostatních segmentů týče, vliv rychlosti chůze a sklonu podložky na pohyb horních končetin je zanedbatelný.

8 SOUHRN

Severská chůze je velmi oblíbenou pohybovou aktivitou, která je často součástí různých fitness programů, ale i rehabilitační léčby a může s sebou přinášet množství výhod. Velice často, jsou však severské chůzi připisovány účinky, jejichž objektivní posouzení je v řadě případů diskutabilní. Cílem této práce bylo zhodnotit, zda se při severské chůzi změni kinematické parametry pohybu pánve, trupu a horních končetin ve srovnání s běžnou chůzí. Vedle vlivu holí nás zajímal také vliv rychlosti chůze a vliv sklonu podložky.

Analyzovaný soubor tvořilo 16 studentů Fakulty tělesné kultury UP mužského pohlaví (věk $22,7 \pm 1,3$ let, výška 180 ± 5 cm, hmotnost $75,5 \pm 5,3$ kg). Pro potřeby 3D kinematické analýzy byl k posuzování parametrů chůze a severské chůze využit systém Vicon MX: (7 optoelektronických kamer s frekvencí 200 Hz). Zkoumané osoby absolvovaly chůzi na běžecím ergometru svou přirozenou rychlostí bez holí i s holemi po rovině i do kopce se sklonem 8 %. Rychlost chůze odpovídala přirozenému tempu a tempu zvýšenému o 10 % a o 20 % přirozené rychlosti. Pořadí pokusu bylo náhodné.

Změny úhlového rozsahu pohybu jsme sledovali u jednotlivých segmentů pánve, trupu a horních končetin ve vybraných rovinách. Porovnávali jsme změny parametrů při chůzi s holemi s běžnou chůzí bez holí, chůzi přirozenou rychlostí s chůzí vyššími rychlostmi a chůzi po rovině s chůzí do kopce.

Výsledky prokázaly změny rozsahu pohybu především v případě severské chůze pro segmenty pánve a horních končetin. Statisticky významné zvětšení rozsahu pohybu jsme zjistili při chůzi s holemi pro pohyb pánve v sagitální rovině a dále pro 3D sdružený pohyb v kloubu loketním a v zápěstí. V ramenním kloubu jsme při chůzi s holemi zjistili naopak statisticky významné zmenšení rozsahu pohybu.

Vliv změny rychlosti chůze na zvětšení úhlového rozsahu pohybu se potvrdil pouze pro segment pánve v sagitální a transversální rovině. V žádném dalším případě nebyl nalezen statisticky významný rozdíl pohybu horních končetin a trupu při chůzi vyšší rychlostí.

Při chůzi po podložce s vyšším sklonem došlo pouze ke zvýšení rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině. V žádném dalším segmentu ani rovině nebyl naměřen statisticky významný rozdíl rozsahu pohybu.

Závěrem lze tedy říci, že vliv sklonu podložky a různá rychlost chůze mají na rozsah pohybu horních končetin a trupu menší vliv, nežli použití holí. Použití holí mělo na rozsahy pohybu horních končetin a pánve při chůzi největší vliv.

9 SUMMARY

Nordic Walking is a popular form of physical activity, often being part of various fitness programs, as well as rehabilitation programs, and offers a number of advantages. On the other hand, it is frequently associated with a number of benefits, which are arguable. The purpose of this thesis was to assess the changes of the kinematic parameters of the pelvic girdle, trunk, and upper extremities in Nordic Walking in comparison with natural walking. We also assessed the impact of walking speed and the slope of the ground on the kinematic parameters of the upper extremities, pelvis, and trunk in walking.

The sample of our research group consisted of 16 male students of the Faculty of Physical Culture at Palacký University (age 22.7 ± 1.3 , height 180 ± 5 cm, weight 75.5 ± 5.3 kg). For the three-dimensional gait kinematic analysis system Vicon MX was used (7 optoelectronic cameras with a sampling frequency of 200 Hz). Each of the research participants went through a number of trials: with and without the walking poles, with the ground slope of 0% and 8%, and with the walking speed increased by 10% and 20% of the natural speed. The order of the trials was random.

The results showed changes of the range of motion of pelvic girdle and upper extremities in Nordic Walking. A significantly greater range of motion occurred in the sagittal plane of pelvic girdle and in the case of combined 3D motion of the elbow and the wrist while walking with the poles, whereas in the shoulder joint we discovered significantly lower range of motion in the sagittal plane in Nordic Walking.

The impact of the walking speed on the rise of values of range of motion was confirmed only for the pelvic area in the sagittal and transverse plane. No other statistically significant changes of the kinematic parameters of the upper extremities and trunk were shown in walking with the increased speed.

In the walking trial with the 8% ground slope, greater range of motion was shown only in the sagittal plane of the pelvic area. No other significant changes were found in any other plane or segment.

On this basis, it can be concluded that the slope of the ground and different walking speeds affect the range of motion of the upper extremities and the trunk

much less than the use of walking poles. The use of the walking poles had the greatest impact on the range of motion of the upper extremities and pelvis.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., & Scholle, H.-C. (2007). Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17 (6), 245-252.
- Barthelemy, D., & Nielsen, J. B. (2010). Corticospinal contribution to arm muscle activity during human walking. *Journal of Physiology*, 588 (6), 967-979.
- Birch, I., Vernon, W., Walker, J. & Young, M. (2015). *Science and Justice*, 55 (4), 279-284.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., van Dieën, J. H., Kingma, I., & Lamoth, C. J. C. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait & Posture*, 27 (3), 455-462.
- Dedieu, P., & Zanone, P.-G. (2012). Effects of gait pattern and arm swing on inter girdle coordination. *Human Movement Science*, 31 (3), 660-671.
- Dechman, G., Appleby, J., Carr, M., & Haire, M. (2012). Comparison of treadmill and over-ground nordic walking. *European Journal of Sport Science*, 12 (1), 36-42.
- Dziuba, A., K., Żurek, G. Garrard, I., & Wierzbicka-Damska, I. (2015). Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and Nordic Walking at different speeds. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17 (1), 95-101.
- Goodworth, A., Perrone, K., Pillsbury, M., & Yargeau, M. (2015). Effects of visual focus and gait speed on walking balance in frontal plane. *Human Movement Science*, 42, 15-26.
- Goudriaan, M., Jonkers, I., van Dieën, J. H., & Bruijn, S. M. (2014). Arm swing in human motion: What is their drive? *Gait & Posture*, 4 (2), 321-326.
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18 (4), 436-441.
- Hong, S.-W., Leu, T.-H., Li, J.-D., Wang, T.-M., Ho, W.-P. a Lu, T.-W. (2014). Influence of inclination angles on intra and inter-limb load-sharing during uphill walking. *Gait & Posture*, 39 (1), 29-34.

- Hu, H., Meijer, O. G., Hodges, P. W., Bruijn, S. M., Strijers, R. L., Nanayakkara, P. W. B., Royen, B. J., Wu, W. H., Xia, C., & van Dieën, J. H. (2011). Control of the lateral abdominal muscles during walking. *Human Movement Science, 31* (4), 880-896.
- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wu, W., Lin, X., Hu, H., Huang, C., Shi, L., & van Dieën, J. H. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait & Posture, 31* (4), 444-449.
- Hudson, D. (2014). The effect of walking with poles on the distribution of plantar pressures in normal subjects. *Physical Medicine & Rehabilitation, 6* (2), 146-151.
- Chung, P. Y. M. (2012) Comparison between an accelerometer and three-dimensional motion analysis system for the detection of the movement. *Physiotherapy, 98* (3), 256-259.
- Ijmker, T., Houdijk, H., Lamothe, C. J. C., Beek, P. J. & van der Woude, L. H. V. (2013). Energy cost of balance control during walking decreases with external stabilizer stiffness independent of walking speed. *Journal of Biomechanics, 46* (13), 2109-2114.
- Jandová, D., & Morávek, O. (2011). Změny v pohybovém systému po Nordic Walking. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 18* (2), 47-49.
- Jansen, K., de Groot, F., Duysens, J., & Jonkers, I. (2014). How gravity and muscle action control mediolateral center of mass excursion during slow walking: A simulation study. *Gait & Posture, 39* (1), 91-97.
- Klemetti, R., Steele, K. M., Moilanen, P., Avela, J., & Timonen, J. (2014). Contributions of individual muscles to the sagittal- and frontal-plane angular accelerations of the trunk in walking. *Journal of Biomechanics, 47* (10), 2263-2268.
- Kobesova, A., & Kolar, P. (2014). Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork & Movement Therapies, 18* (3), 23-33.
- Kocur, P. & Wilk, M. (2006). Nordic Walking – a new form of exercise in rehabilitation. *Medical Rehabilitation, 10* (2), 1-8.
- Kolář, P. et al. (2009). Rehabilitace v klinické praxi. 1.vyd. Praha: Galén.

- Kračmar, B., Bačáková, R., Mikulíková, P., Hrouzová, L. & Hojka, V. (2011). Nordic Walking, vliv na pohybovou soustavu člověka. *Česká kinantropologie*, 15 (1), 99-108.
- Kuhtz-Buschbeck, J. P., & Jing, B. (2012). Activity of upper limb muscles during human walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22 (2), 199-206.
- Lamoth, C. J. C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait and Posture*, 16 (2), 101-114.
- Lay, A., N., Hass, C., J., & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 39 (9), 1621-1628.
- Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait & Posture*, 38 (4), 555-562.
- Morgulecz-Adamovicz, N., Marszałek, J. & Jagustyn, P. (2011). Nordic Walking – a new form of adapted physical activity (a literature review). *Human Movement*, 12 (2), 124-132.
- Nott, C. R., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Katz, S. A. (2010). All joint movements significantly contribute to trunk angular acceleration. *Journal of Biomechanics*, 43 (13), 2648-2652.
- Oakley, C. E., Spafford, C. L. M., & Beard, J. D. (2013). Nordic Walking: More effective than standard exercise programmes for claudicants? *Reviews in Vascular Medicine*, 2 (1), 13-18.
- Park, D.-J. & Hwang, Y.-I. (in press). A pilot study of balance performance benefit of myofascial release, with a tennis ball, in chronic stroke patients. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 1-6.
- Park, J. (2008). Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 41 (7), 1417-1426.
- Pellegrini, B., Peyré-Tartaruga, L. A., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Bacchi, E., Figard-Fabre, H., & Schena, F. (2015). Exploring muscle activation during Nordic Walking: A comparison between conventional and uphill walking. *PLoS ONE*, 10 (9), 1-13.
- Piech, K., & Raczyńska, B. (2010). Nordic Walking – a versatile physical activity. *Polish Journal for Sport and Tourism*, 17 (2), 69-78.

- Pšurný, M., Janura, M., Krejčí, J. & Jakubec, A. (2013). Impact of walking speed and slope of the ground on axial force of poles in Nordic Walking. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis*, 43 (3), 57-63.
- Santos, L., & Fernandez-Rio, J. (2013). Nordic Walking – a Simple Lifetime Physical Activity for Every Student. *The Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 84 (3), 26-29.
- Sentinelli, F., La Cava, V., Serpe, R., Boi, A., Incani, M., Manconi, E., Solinas, A., Cossu, E., Lenzi, A., & Baroni, M. G. (2015). Positive effects of Nordic Walking on anthropometric and metabolic variables in woman with type 2 diabetes mellitus. *Science & Sports*, 30 (1), 25-32.
- Shim, J.-M. (2012). Comparison of gait and feet during Nordic Pole Walking and unassisted walking on treadmill. *Journal of Physical Therapy Science*, 24 (12), 1225-1228.
- Shim, J.-M., Kwon, H.-Y., Kim, H.-R., Kim, B.-I., & Jung, J.-H. (2013). Comparison of effects of walking with and without nordic pole on upper extremity and lower extremity muscle activation. *Journal of Physical Therapy Science*, 25 (12), 1553-1556.
- Simonsen, E. B. (2014). Contributions to understanding of gait control. *Danish Medical Journal*, 61 (4), 1-10.
- Sonar, A. & Carroll, J. (2012). Simulation of subject specific bone remodeling. Practical applications in Biomedical Engineering. Retrieved 11. 10. 2015 from the World Wide Web: <http://www.intechopen.com/books/practical-applications-in-biomedical-engineering/simulation-of-subject-specific-bone-remodeling>
- Song, M.-S., Yoo, Y.-K., Choi, C.-H., & Kim, N.-C. (2013) Effects of Nordic Walking on body composition, muscle strength, and lipid profile in elderly women. *Asian Nursing Research*, 7 (1), 1-7.
- Soumar, L. (2011). Kinematická analýza. Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem.
- Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemayer, J., Wedel, F., Campe, S., & Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during Nordic Walking, walking and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24 (4), 351-359.

- Sugiyama, K., Kawamura, M., Tomita, H., & Katamoto, S. (2013). Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and nordic walking on a treadmill. *Journal of Physiological Anthropology*, 32 (2), 1-9.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17 (1), 26-31.
- Swinnen, E., Baeyens, J.-P., Pintens, , Buyl, Goossens, Meeusen, R., & Kerckhoffs, E. (2013). Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematic in young and older healthy persons. *Clinical Biomechanics*, 28 (7), 800-806.
- Škopek, M. (2010). Nordic Walking. Praha: Grada.
- Švehlík, M., Zwick, E. B., Steiwender, G., Kraus, T., & Linhart, W. E. (2011). Přístrojová analýza chůze u dětí s cévní mozkovou obrnou. *Neurologia pre prax*, 12 (4), 2011.
- Švestková, A. & Mráčková, V. (2010). Nordic Walking. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity. Retrived 9. 6. 2015 from the World Wide Web: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/pesi_turistika/doc/t_nordic.pdf
- Tian, Y., Meng, X., Tao, D., Liu, D., & Feng, C. (2015). Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect. *Neurocomputing*, 15 (8), 207-218.
- Tschentscher, M., Niederseer, D., & Niebauer, J. (2012). Health benefits of Nordic Walking. *American Journal of Preventive Medicine*, 44 (1), 76-84.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2012). Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19 (1), 13-17.
- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia*, 35 (2), 78-83.
- Véle, F. (2006). Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Praha: Triton.
- Weissman, M. H. S., Haddad, M., Lavi, N., & Vulfsons, S. (2014). Surface electromyographic recordings after passive and active motion along the posterior myofascial kinematic chain in healthy male subjects. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 18 (3), 452-461.

Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., & Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-part II: shoulder, elbow, wrist, hand. *Journal of Biomechanics*, 38 (5), 981-992.

Fakulta tělesné kultury

Univerzity Palackého

tř. Míru 115

Olomouc

Vyjádření Etické komise FTK.

Složení Etické komise: PhDr. Dana Štěrbová, PhD. – předsedkyně

doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.

Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

Mgr. Ondřej Ješina, PhD.

Na základě žádosti ze dne 13. 12. 2012 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu) autora Mgr. Martina Pšurného s názvem:

Biomechanická analýza vlivu vnějších faktorů na provedení severské chůze
schválen Etickou komisí FTK UP pod číslem: 55/2012 dne 18. 12. 2012.

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání Etické komise FTK.

Za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, PhD.

předsedkyně