

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

VLIV RYCHLOSTI POHYBU A SKLONU PODLOŽKY
NA BIOMECHANICKÉ A FYZIOLOGICKÉ PARAMETRY CHŮZE
A SEVERSKÉ CHŮZE

Dizertační práce

Autor: Mgr. Martin Pšurný

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Školitel: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2018

Jméno a příjmení autora: Mgr. Martin Pšurný

Název dizertační práce: Vliv rychlosti pohybu a sklonu podložky na biomechanické a fyziologické parametry chůze a severské chůze

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby dizertační práce: 2018

Abstrakt:

Dizertační práce se zabývá srovnáním biomechanických a fyziologických parametrů během chůze a severské chůze při třech rychlostech pohybu a dvou sklonech podložky. Výzkumu se zúčastnilo 22 zdravých mužů (věk $22,8 \pm 1,4$ let), kteří absolvovali vyšetření na běhacím koberci. Při severské chůzi resp. chůzi byla měřena svalová aktivita šesti vybraných svalů dolních končetin, spiroergometrické parametry a axiální síly a časové parametry opory o hůl. Svalová aktivita šesti vybraných svalů dolních končetin mezi chůzí a severskou chůzí byla v jednotlivých fázích krokového cyklu odlišná. Zvýšení sklonu podložky způsobilo nárůst svalové aktivity u obou typů chůze. Při zvýšení rychlosti pohybu podobně jako při zvýšení sklonu podložky došlo u severské chůze k nárůstu spotřeby kyslíku ($p < 0,001$), srdeční frekvence ($p < 0,001$) a maximální síly opory o hůl ($p < 0,001$). Při zvýšení rychlosti pohybu u severské chůze došlo ke zkrácení doby opory o hůl ($p < 0,001$).

Klíčová slova:

nordic walking, elektromyografie, svalová aktivita, spotřeba kyslíku, síla opory o hůl, reakční síla

Souhlasím s půjčováním dizertační práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Mgr. Martin Pšurný

Title of doctoral thesis: Effects of walking speed and ground slope on biomechanical and physiological variables during walking and Nordic walking

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Year of thesis defence: 2018

Abstract:

The study compares the biomechanical and physiological variables during walking and Nordic walking in three walking speed and two ground slopes. 22 healthy men (aged 22.8 ± 1.4) participated in this study. Study participants performed walking and Nordic walking on treadmill and the EMG of six muscles of lower limbs was measured. Additionally, oxygen consumption, heart rate, poling forces and time variables of poling forces were measured. The muscle activity of lower limbs differs between Nordic walking and walking. The increase of ground slope enhanced the muscle activity during walking and during Nordic walking. Increased walking speed and ground slope enhanced oxygen consumption ($p < 0.001$), heart rate ($p < 0.001$) and peak poling force ($p < 0.001$) during Nordic walking. The increase of walking speed decreased poling time ($p < 0.001$) during Nordic walking.

Keywords:

Electromyography, muscle activity oxygen consumption, poling force, reaction force

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

Prohlašuji, že jsem dizertační práci zpracoval samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 25. 9. 2018

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za jeho metodické vedení, cenné rady a hlavně za čas, který mi věnoval nejen při zpracování této práce, ale také během celého studia. Poděkování patří také mým kolegům Mgr. Zdeňkovi Svobodovi, Ph.D., Mgr. Lucii Bizovské a Mgr. Zuzaně Gonosové, Ph.D. za vstřícnost a odborné konzultace. Dále děkuji všem dalším kolegům a probandům, kteří se účastnili měření a bez kterých by tato práce nevznikla. V neposlední řadě patří velký dík mým nejbližším za trpělivost a podporu během všech let mého studia.

OBSAH

1	Úvod	9
1.1	Seznam použitých zkratek	11
2	Přehled poznatků	13
2.1	Chůze	13
2.1.1	Ontogeneze chůze	14
2.1.2	Pohyb horních končetin a trupu během chůze	15
2.1.3	Chůze v různých podmínkách.....	16
2.2	Parametry chůze a krokový cyklus.....	18
2.2.1	Prostorové parametry chůze	18
2.2.2	Časové parametry chůze.....	20
2.2.3	Dělení krokového cyklu	21
2.3	Severská chůze	26
2.3.1	Historie	26
2.3.2	Vliv severské chůze na organismus	27
2.3.3	Vybavení pro severskou chůzi	32
2.3.4	Technika severské chůze	35
2.4	Elektromyografie	37
2.4.1	Biologická podstata elektromyografického signálu	38
2.4.2	Technologie pro analýzu elektromyografického signálu	39
2.4.3	Faktory ovlivňující elektromyografický signál.....	41
2.5	Spiroergometrie	44
2.5.1	Zátěžové vyšetření na běhacím koberci	44
2.5.2	Základní kardiovaskulární ukazatele reakce na zátěž	45
2.5.3	Základní spiroergometrické ukazatele	47
2.5.4	Subjektivní vnímání fyzické zátěže	48
2.6	Axiální síly opory o hůl	49

3	Cíle práce a hypotézy	51
3.1	Hlavní cíl.....	51
3.2	Dílčí cíle.....	51
3.3	Hypotézy	52
4	Metodika	57
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	57
4.2	Metody a měřicí zařízení.....	58
4.2.1	Fotobuňky pro měření rychlosti.....	58
4.2.2	Bioelektrická impedanční metoda.....	58
4.2.3	Povrchová elektromyografie.....	59
4.2.4	Spiroergometrické vyšetření.....	61
4.2.5	Měření axiální (reakční) síly opory o hůl.....	62
4.3	Průběh výzkumu	63
4.3.1	Pilotní studie	64
4.3.2	Přípravná fáze výzkumu.....	65
4.3.3	Realizace měření studie II.....	67
4.3.4	Sledované parametry.....	70
4.4	Zpracování dat	71
4.4.1	Bioelektrická impedanční metoda.....	71
4.4.2	Povrchová elektromyografie.....	71
4.4.3	Spiroergometrické parametry při NW	72
4.4.4	Axiální síly a časové parametry opory o hůl	72
4.5	Statistické zpracování dat.....	73
5	Výsledky	74
5.1	Pilotní studie.....	74
5.2	Studie II.....	76
5.2.1	Povrchová elektromyografie.....	76

5.2.2	Spiroergometrické parametry při NW	86
5.2.3	Axiální síly a časové parametry opory o hůl	88
6	Diskuze	91
6.1	Povrchová elektromyografie	91
6.1.1	Srovnání chůze a severské chůze	91
6.1.2	Vliv rychlosti pohybu	95
6.1.3	Vliv sklonu podložky	98
6.2	Spiroergometrické parametry	101
6.2.1	Srovnání chůze a severské chůze	101
6.2.2	Vliv různých faktorů na fyziologické parametry při NW	104
6.2.3	Vliv rychlosti pohybu a sklonu podložky během NW	105
6.2.4	Subjektivní vnímání fyzické zátěže mezi NW a W	107
6.3	Axiální síly a časové parametry opory o hůl	108
6.3.1	Severská chůze jako posilovací pohybová aktivita	108
6.3.2	Vliv rychlosti pohybu	111
6.3.3	Vliv sklonu podložky	113
6.4	Limity studie	115
7	Závěry	116
8	Souhrn	119
9	Summary	121
10	Referenční seznam	123
11	Seznam obrázků	141
12	Seznam příloh	142
13	Přílohy	i

1 ÚVOD

Podle Světové zdravotnické organizace více než polovinu nemocí v Evropě tvoří chronická onemocnění, která jsou také hlavní příčinou úmrtí a jejich počet má ve vyspělých zemích poměrově narůstat (Busse, Blümel, Scheller-Kreinsen, & Zentner, 2010). Pravidelná pohybová aktivita je základním kamenem primární prevence mnoha chronických onemocnění (Booth, Roberts, & Laye, 2012). Své uplatnění nachází také v léčbě těchto nemocí a nejedná se pouze o nemoci spojené s pohybovým aparátem (Pedersen & Saltin, 2015).

Zdaleka ne všichni jedinci mohou běhat nebo vykonávat pohybovou aktivitu s vyšší intenzitou zatížení. Jednou z možností jednoduché pohybové aktivity je stále populárnější severská chůze, během které jsou využívány speciálně navržené hole, které zesilují účinky chůze. Jedná se o bezpečnou, přirozenou a finančně nenáročnou formu pohybové aktivity, kterou lze vykonávat kdekoliv, napříč všemi věkovými skupinami. V porovnání s chůzí se při severské chůzi zapojuje do lokomoce také horní polovina těla, čímž se zvyšuje její fyziologická a biomechanická náročnost a tím i tréninkový nebo rehabilitační efekt (Hagen, Hennig, & Stieldorf, 2011; Church, Earnest, & Morss, 2002; Kocur & Wilk, 2006).

Výsledky vědeckých studií zabývajících se severskou chůzí jsou často odlišné. Tyto rozdíly mohou být způsobeny odlišným výzkumným designem nebo také vzorkem populace, u které je severská chůze analyzována. V posledních letech se navíc objevují studie, které poukazují na možná zdravotní rizika u severské chůze v porovnání s chůzí. Tato rizika jsou však spojena s určitými skupinami populace, u kterých při nevhodné preskripci severské chůze, jako aerobní pohybové aktivity, může dojít ke zhoršení zdravotního stavu. Také literatura určená pro širokou veřejnost se pravděpodobně v rámci nekritické popularizace nezmiňuje o rizicích severské chůze, naopak ji mnohdy indikuje rizikovým skupinám.

Z tohoto důvodu je záměrem práce porovnání chůze a severské chůze při různé rychlosti pohybu a sklonu podložky za účelem přesnější klasifikace biomechanické a fyziologické náročnosti severské chůze. Výsledky této práce by mohly najít své uplatnění v rehabilitaci, kdy by bylo možné u severské chůze na základě manipulace s rychlostí pohybu a sklonem podložky měnit intenzitu zatížení a cílit ji na konkrétní skupiny pacientů nebo různé segmenty lidského těla.

1.1 Seznam použitých zkratek

10-MWT	– desetimetrový test chůze
ACPF	– průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu
ANOVA	– analýza rozptylu
APF	– průměrná síla fáze opory o hůl
ATP	– adenosintrifosfát
BDI	– dotazník – Beck depression inventory
BF	– m. biceps femoris
BMI	– index tělesné hmotnosti
CF	– frekvence krokového cyklu
CIDI	– dotazník – Composite International Diagnostic Interview
CNS	– centrálním nervovým systémem
ČANW	– Česká asociace Nordic Walking
EMG	– elektromyografie
FTK UP	– Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
GL	– m. gastrocnemius lateralis
GM	– m. gluteus medius
INWA	– Mezinárodní federace Nordic Walking
IPF	– impuls síly fáze opory o hůl
ISA	– cvičení designovaná pro pacienty, kteří prodělali rakovinu prsu
ISEK	– Mezinárodní společnosti pro elektromyografii a kineziologii
M	– aritmetický průměr
Me	– medián
MET	– jednotka metabolického ekvivalentu
MPAF	– měření axiálních sil a časových parametrů opory o hůl
MTR	– maximální tepová rezerva
MWT	– šestiminutový test chůzí
n	– velikost statistického vzorku
NW	– severská chůze
NWG	– skupina praktikující severskou chůzi
p	– hodnota pravděpodobnosti

PDQ-39	– dotazník na kvalitu života u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí
PPF	– maximální síla fáze opory o hůl
PT	– doba opory o hůl
RF	– m. rectus femoris
r_p	– Pearsonův korelační koeficient je definován
RPE	– subjektivní vnímání fyzické zátěže
RPT	– relativní doba opory o hůl
SD	– směrodatná odchylka
SF	– srdeční frekvence
SF _c	– cílová (tréninková) srdeční frekvence
SF _{klid}	– klidová srdeční frekvence
SF _{max}	– maximální srdeční frekvence
ST1	– první polovina stojné fáze
ST2	– druhá polovina stojné fáze
SW1	– první polovina švihové fáze
SW2	– druhá polovina švihové fáze
TA	– m. tibialis anterior
TUG	– Timed Up and Go test
v0	– přirozená rychlost severské chůze
v10	– přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %
v20	– přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %
VM	– m. vastus medialis
VO ₂	– spotřeba kyslíku
VO _{2max}	– maximální spotřeba kyslíku
W	– chůze
WHO	– Světová zdravotnická organizace

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Chůze

„Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince“ (Kolář, 2009, p. 48). Během chůze dochází k opakovanému kontaktu nohou s podložkou a to takovým způsobem, že alespoň jedna noha je vždy v kontaktu se zemí (Whittle, 2007). Během vzpřímené bipední chůze volí každý jedinec optimální rychlost tak, aby docházelo k minimálnímu energetickému výdeji. Chůze je specifická pro každého jedince. U zdravých jedinců za stejných podmínek se liší také v závislosti na věku a pohlaví (Dungl, 2014). Chůze poskytuje jednotlivci základní potřebu přemístit se z místa na místo. Jedná se o jednu z nejběžnějších aktivit, kterou člověk denně vykonává. V ideálním případě je chůze prováděna efektivně, aby byla minimalizována únava, a bezpečně, aby nedocházelo k pádu a předešlo se tak zraněním. Zdravý člověk je během chůze schopen hovořit, dívat se různými směry a vyrovnat se s případnými překážkami. To vše s minimálním úsilím (Neumann, 2002). Lidská chůze využívá opakující se sekvenci pohybu dolních končetin, během které dochází k přemístění člověka za neustálého udržování posturální stability (Perry & Burnfield, 2010). Mezi základní požadavky k provedení chůze patří rovnováha, což je schopnost zaujmout vzpřímenou polohu těla a udržet ji, a pohyb, tedy schopnost zahájit a udržet rytmický krokový mechanismus (Bronstein, Brandt, & Woollacott, 1996). Mechanickou podstatou bipedální chůze je generování dostatečně velké síly dolní končetinou, načež vzniká reakční síla, jejíž vertikální složka dokáže odolávat tíhové síle, která proti ní působí. Současně s tím musí být nezatížená dolní končetina přesunuta vpřed v rámci přípravy na další počáteční kontakt s podložkou. Mezi dalšími úlohami je změna rychlosti, změna směru, změna krokové frekvence a vyhnutí se překážkám (Chapman, 2008).

2.1.1 Ontogeneze chůze

Během prenatálního vývoje dochází u plodu po 11. týdnu těhotenství k rotování kolem sagitální osy. Tato změna polohy je docílena komplexem pohybů, mezi které patří také střídavé pohyby dolních končetin, které připomínají dětské kroky. Jedná se o první pohyby dolních končetin během ontogenetického vývoje, které naznačují, že člověk bude v budoucnu schopen pohybu, jako je chůze. Obecně dochází k motorickému vývoji od hlavy kaudálním směrem a u končetin od proximálních segmentů k distálním (Klenerman & Wood, 2006). Během novorozeneckého období dítě zaujímá polohu s asymetrickým držením těla. Horní i dolní končetiny jsou flektovány. V období mezi 4. až 6. týdnem se objevuje optická fixace, dochází ke zvedání hlavy proti gravitaci a opory předloktí o podložku, čímž horní končetiny začínají plnit opěrnou funkci. V tomto období je možné pozorovat také reflexní plazení a reflexní otáčení. (Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016). Během 3. měsíce postnatálního období je kojeneček schopen kontrolovat pohyby hlavy, což je považováno za první stádium vývoje chůze (Klenerman & Wood, 2006). Do konce 6. měsíce kojeneček provádí pohyby pouze v horizontální poloze (nejčastěji v poloze na břiše a na zádech). Proces vertikalizace nastává od 7 měsíců, kdy je kojeneček schopen zaujít polohu na čtyřech končetinách. Od 7,5 měsíců dokáže šikmo sedět a plazit se ovšem bez účasti dolních končetin. V 8 měsících se kojeneček dostává z šikmého sedu do volného sedu (Kračmar et al., 2016; Skaličková-Kováčiková, 2017). Dochází k první kvadrupední chůzi. Při kontaktu s překážkou dochází k vertikalizaci trupu a nakročení dolní končetinou. Od 9. měsíce dochází k vertikalizaci nakročením do vzpřímeného stoje a kvadrupední chůzi ve vertikále ve frontální rovině (chůze stranou a přidržování se nábytkem). V období 10–12 měsíců kojeneček dělá první kroky do volného prostoru (mezi nábytkem), dokáže se v bipední chůze zastavit a samostatně stát, chůze probíhá již v sagitální rovině. Od 14. měsíce dítě zvládá samostatnou bipední lokomoci (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Chůze je také stále častěji využívána jako bezpečná a efektivní pohybová aktivita ke zlepšení či udržení kondice a zdraví (Trew & Everett, 1997). Světová zdravotnická organizace (WHO) doporučuje dospělým zdravým lidem ve věku 18–64 let aerobní pohybovou aktivitu o mírné intenzitě zatížení (např. chůze)

minimálně 150 min denně během celého týdne. V porovnání s méně aktivní skupinou lidí je u těchto lidí nižší výskyt nemocí, jako je onemocnění srdce, vysoký krevní tlak, diabetes mellitus II. typu, metabolický syndrom, nádorová onemocnění, fraktury krčku stehenní kosti a obratlů apod. Tito lidé také vykazují vyšší kardiorespirační a svalovou zdatnost a jejich tělesné složení je blíže optimálním hodnotám (WHO, 2010).

2.1.2 Pohyb horních končetin a trupu během chůze

Při přirozené rychlosti chůze horní končetiny vykonávají kontralaterální švihový pohyb vůči dolním končetinám. Frekvence švihového pohybu je stejná, jako kadence chůze. Při velmi pomalé chůzi však horní končetiny vykonávají ipsilaterální pohyb vůči dolním končetinám a jejich frekvence je dvojnásobná vůči kadenci chůze. Rychlost, při které se změní frekvence horních končetin z 2:1 stejné fáze do 1:1 opačné fáze, odpovídá přirozené rychlosti kmitavého pohybu horních končetin (jako kyvadla). Děje se tak přibližně při frekvenci 0,5 Hz (Donker, Beek, Wagenaar, & Mulder, 2001).

V případě, že by se horní končetiny během chůze nepohybovaly, zvýšila by se rotace trupu kolem vertikální osy. Taková chůze by vyžadovala zvýšenou pozornost a úsilí, kdy by tělo kompenzovalo zvýšenou rotaci trupu kolem vertikální osy. Zvýšila by se také rotace hlavy a krku kolem vertikální osy, aby bylo možné udržovat pohled ve směru chůze. Během druhé poloviny stejné fáze levé dolní končetiny se dostává pravá dolní končetina vpřed. Tato akce udělí tělu rotaci proti směru hodinových ručiček (při pohledu shora). Výsledný úhlový moment trupu a hlavy je kompenzován pohybem horních končetin, které tělu udělují úhlový moment působící v opačném směru. Osoby bez horních končetin nebo s paralýzou svalů v oblasti ramenního kloubu se musí naučit kompenzovat zvýšenou rotaci trupu pomocí ostatních svalů nebo žít s neekonomickým pohybovým vzorcem chůze (Chapman, 2008).

Při přirozené rychlosti chůze trup rotuje kolem vertikální osy v opačném směru než pánev (Swinnen et al., 2013). Při nižších rychlostech chůze trup a pánev mají tendenci rotovat stejným směrem (se stejnou fází), ačkoliv je možné zde částečně pozorovat pohyb vykazující opačnou fázi (Dedieu & Zanone, 2012; Huang et al., 2010). Změna, kdy při zvyšující se rychlosti trup a pánev přestávají

rotovat se stejnou fází a začínají rotovat s opačnou fází, nastává v okamžiku, kdy pánev začne rotovat se stejnou fází jako pohyb femuru, zatímco trup stále rotuje s opačnou fází vůči femuru. Přínos pánve a trupu k celkovému úhlovému momentu během chůze je méně než 10 %, zatímco dolní a horní končetiny ovlivňují úhlový moment z 90 % (Bruijn, Meijer, Van Dieen, Kingma, & Larnoth, 2008; Huang et al., 2010; Lamoth, Beek, & Meijer, 2002).

2.1.3 Chůze v různých podmínkách

Chůze do kopce

Chůze do kopce si vyžaduje změnu pohybového vzorce. Hlavní změna mezi chůzí do kopce a chůzí po rovině je, že při chůzi do kopce dolní končetina není téměř propnutá v kolenním kloubu ve fázi počátečního kontaktu paty s podložkou, jako tomu je při chůzi po rovině. Z toho důvodu nelze využít efekt zachování energie, který lze uplatnit při chůzi po rovině. Dochází také ke koncentrické kontrakci extensorů v kyčelním a kolenním kloubu, což způsobuje, že se těžiště pohybuje směrem vzhůru a dochází ke zvyšování potenciální energie. Také rozsah pohybu v hlezenním kloubu je větší v porovnání s chůzí po rovině, což je způsobeno větší aktivitou jeho extensorů (Chapman, 2008).

Studie autorů McIntosh, Beatty, Dwan a Vickers (2006) se zabývala kinematickými parametry chůze přirozenou rychlostí při zvýšeném sklonu podložky u skupiny zdravých lidí ($n = 11$). Při zvýšení sklonu z 0° na 10° došlo k většímu náklonu pánve z 8° na 13° , rotace pánve však nebyla změnou sklonu významně ovlivněna. Flexe v kolenním kloubu během počátečního kontaktu vzrostla z 7° na 33° při zvýšení sklonu z 0° na 10° . Během tohoto zvýšení došlo také k nárůstu maximální flexe v kolenním kloubu během první poloviny stejné fáze z 19° na 41° . Při zvýšení sklonu byl hlezenní kloub více dorzálně flektován v první polovině krokového cyklu. Během odrazu palce však byla větší plantární flexe v porovnání s chůzí po rovině.

Chůze z kopce

Při chůzi z kopce dochází ke snižování potenciální energie, která přechází v kinetickou energii. Aby nedošlo k nekontrolovanému nárůstu

rychlosti, je zapotřebí redukovat tuto energii (brzdit pohyb). To se děje hlavně excentrickou kontrakcí svalů kloubů kyčelních, kolenních a hlezenních. Při této svalové akci je malé množství potencionální energie uchováno díky elastickým vlastnostem svalů a šlach. Zbývající energie se přemění v teplo. Excentrická svalová kontrakce dokáže generovat větší sílu, než koncentrická svalová kontrakce. Z toho důvodu je chůze z kopce mechanicky účinnější než chůze do kopce. Avšak pro člověka bývá chůze z kopce obtížnější. Při chůzi z kopce je během excentrické kontrakce generována větší síla, avšak prodloužení svalu je malé. Z tohoto důvodu působí větší zátěž na chrupavky, vazy a také svaly (Chapman, 2008).

Studie autorů Lay, Hass a Gregor (2006) se zabývala kinematickými parametry při chůzi z kopce přirozenou rychlostí u zdravých osob ($n = 9$). Při chůzi z kopce došlo ke zvýšení maximální flexe v hlezenním kloubu během stojné fáze v porovnání s chůzí po rovném sklonu podložky. Maximální flexe v hlezenním kloubu během švihové fáze byla naopak menší. Při chůzi z kopce došlo také k větší flexi v kolenním kloubu během stojné fáze, která umožnila snížení těžiště. K menší flexi došlo i v kyčelním kloubu jak v první polovině stojné fáze, tak i během švihové fáze. Naopak větší flexe byla pozorována ve středu stojné fáze.

Chůze na běhacím koberci

Chůze na běhacím koberci má několik výhod. Pro chůzi na běhacím koberci není zapotřebí tolik místa, jako by tomu bylo u chůze v terénu. Při provedení pohybu je také umožněna přesná manipulace s rychlostí. Provedení chůze na běhacím koberci však není totožné s chůzí v terénu. Doba krokového cyklu je kratší a kadence vyšší při stejné rychlosti chůze (Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998; White, Yack, Tucker, & Lin, 1998).

Také autoři Stolze et al. (1997) se zabývali časovými a prostorovými parametry chůze v terénu a na běhacím koberci u dospělých osob a u dětí. Kadence se při chůzi na běhacím koberci zvýšila u dospělých osob o 7 % a o 10 % u dětí. Doba krokového cyklu se zkrátila u dospělých osob o 4 % a o 7 % u dětí. Stojná fáze se při chůzi na běhacím koberci zkrátila u dospělých osob o 7 % a u dětí o 12 %. Švihová fáze se prodloužila o 5 % u dospělých osob, avšak

u dětí se nezměnila. Šířka kroku byla o u dospělých osob o 22 % větší a u dětí větší o 23 %. Úhel chodidla se zvětšil o 19 % u dospělých osob a o 38 % u dětí.

K podobným závěrům došli také autoři Warabi, Kato, Kiriya, Yoshida a Kobayashi (2005), kteří mimo jiné srovnávali časové parametry chůze u dospělých zdravých osob na běhacím koberci a na zemi při stejné rychlosti. Při chůzi na běhacím koberci došlo ke zkrácení stojné fáze o 6,7 % ($p < 0,01$) a zvýšení kadence o 6,6 % ($p < 0,05$).

Studie autorů Alton et al. (1998) zkoumala kinematické parametry při chůzi v terénu a na běhacím koberci u mužů a žen ($n = 17$). U celé skupiny došlo na běhacím koberci ke zvýšení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu, ke zvýšení maximální flexe v kyčelním kloubu, ke zvýšení kadence a zkrácení stojné fáze.

2.2 Parametry chůze a krokový cyklus

2.2.1 Prostorové parametry chůze

Délka krokového cyklu (dvojkroku) je vzdálenost mezi dvěma kontakty paty té samé nohy (Richards, 2008). Délka krokového cyklu u zdravých osob je průměrně 1,41 m. Muži mají o 14 % delší krokový cyklus než ženy. U dětí dochází k prodloužení délky krokového cyklu každým rokem až do věku 11 let. Poté jsou změny již minimální (Perry & Burnfield, 2010).

Délka kroku je definována jako vzdálenost mezi po sobě následujícími kontakty paty jedné a druhé nohy. Srovnání délky kroku na pravé a levé dolní končetině může pomoci při hodnocení symetrie mezi dolními končetinami během chůze. Šířka kroku je laterální vzdálenost mezi středy po sobě následujících kontaktů pat jedné a druhé nohy, kde normální vzdálenost je 7–9 cm (Neumann, 2002).

Úhel chodidla je úhel mezi osou nohy a směrem pohybu v transverzální rovině. V zahraniční literatuře je označován jako „angle of gait“ (Sgarlato, 1965), „foot angle“ (Murray, Drought, & Kory, 1964), „foot progression angle“ (Cibulka et al., 2016) nebo „toe-out angle“ (Perry & Burnfield, 2010). Rychlost chůze, dominance dolní končetiny a pohyb v kyčelním kloubu jsou faktory, které mohou ovlivnit tento úhel. Za normální hodnotu tohoto úhlu je považováno 7° laterálním

směrem (Murray, 1967). Grafické znázornění základních časoprostorových parametrů krokového cyklu zobrazuje

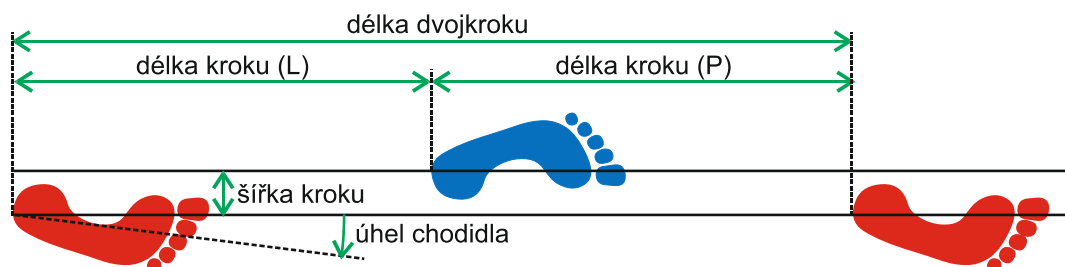
obrázek 1.

Velikost symetrie mezi pravou a levou dolní končetinou lze vypočítat porovnáním jejich parametrů, například délek kroku levé a pravé dolní končetiny viz rovnice níže (Richards, 2008).

$$\text{symetrie délky kroku} = \frac{\text{délka kroku levé dolní končetiny}}{\text{délka kroku pravé dolní končetiny}}$$

Za normální rozpětí symetrie jsou považovány hodnoty od 0,98 do 1,08, což znamená, že symetrie nemusí znamenat dokonalou shodu (Patterson, Gage, Brooks, Black, & McIlroy, 2010a). Studie autorů Wilmut, Gentle a Barnett (2017) se zabývala symetrií délky kroku u osob trpících vývojovou koordinační poruchou různého stáří a tyto osoby srovnávala s kontrolní skupinou, která touto poruchou netrpěla. Osoby s vývojovou koordinační poruchou vykazovaly větší asymetrii délky kroku. Autoři došli k závěru, že s věkem se asymetrie zmenšuje, avšak nedosáhne stejných hodnot jako u osob, které poruchou netrpěly.

Symetrie chůze je ovlivněna u pacientů, kteří prodělali mozkovou mrtvici. Studie autorů Patterson, Gage, Brooks, Black a McIlroy (2010b) sledovala 171 pacientů, kteří prodělali mozkovou mrtvici, z dlouhodobého hlediska (týdny až roky). Tito lidé vykazovali asymetrii délky kroku, která se z dlouhodobého hlediska zhoršovala, zatímco rychlost chůze zůstávala relativně konstantní.



Obrázek 1. Grafické znázornění základních časoprostorových parametrů krokového cyklu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015)
Vysvětlivky: L – levá končetina, P – pravá končetina

2.2.2 Časové parametry chůze

Kadence (frekvence) je definována jako počet kroků za minutu (měřeno při konstantní rychlosti pohybu). Normální kadence chůze je 100–120 kroků za minutu (Valmassy, 1996). Přírozená kadence je vztažena k délce dolní končetiny, kdy lidé s delšími dolními končetinami mají nižší kadenci (Ch. Kirtley, 2006). U zdravých lidí je s měnící se rychlostí chůze poměr délky kroku ke kadenci konstantní (Rota, Perucca, Simone, & Tesio, 2011; Sekiya & Nagasaki, 1998).

Doba krokového cyklu je definována jako perioda mezi dvěma kontakty paty té samé nohy (Richards, 2008). Existuje vztah mezi dobou krokového cyklu a rychlostí chůze (Rosenrot, Wall, & Charteris, 1980). Při zvýšení rychlosti se doba krokového cyklu u starších osob ($80 \pm 5,3$ let) nemění, zatímco u mladších osob ($26,4 \pm 0,9$ let) dochází k jejímu zkrácení. Starší osoby řeší zvýšení rychlosti chůze pouze prodloužením délky krokového cyklu. U mladších osob dochází společně se zkrácením doby krokového cyklu k prodloužení délky krokového cyklu (Gimmon et al., 2015).

Rychlost chůze

Rychlost chůze je určena časem potřebným k uražení určené vzdálenosti. Zdravé osoby jsou schopny libovolně měnit rychlost chůze dle potřeby. Primárními determinanty rychlosti chůze jsou délka kroku a kadence. Vztah mezi těmito parametry je u zdravých osob lineární a relativně konzistentní (Perry & Burnfield, 2010). Rychlost je možné vypočítat z kadence a délky krokového cyklu pomocí rovnice (Ch. Kirtley, 2006)

$$\text{rychlost chůze} = \frac{\text{kadence} \times \text{délka krokového cyklu}}{120}$$

Rychlost chůze je u jednotlivých osob rozdílná v závislosti na faktorech, jako jsou věk, hmotnost a výška (Craik & Oatis, 1995). Za přirozenou rychlost chůze u mužů lze považovat hodnotu $1,39 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ a u žen $1,27 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (Neumann, 2002). Ženy mají také kratší délku kroku a vyšší kadenci v porovnání s muži. Tyto rozdíly jsou částečně způsobeny antropometrickými rozdíly mezi

pohlavími. Je zajímavé, že při přirozené rychlosti chůze mají ženy vyšší kadenci a kratší délku kroku v porovnání s muži, kteří mají stejné antropometrické parametry (Finley, Cody, & Finizie, 1969; Murray, Kory, & Sepic, 1970).

Studie autorů Chung a Wang (2010) srovnávala parametry chůze u zdravých dospělých mužů a žen ($n = 30$) různého stáří (20–60 let, rozdělení do 3 věkových kategorií) při různé rychlosti chůze. Z výsledků vyplývá, že pohybový projev u těchto osob je ve většině případů shodný. Pohlaví ani věk však neměly na tyto parametry vliv. Se zvyšující se rychlostí došlo ke zvýšení vertikálních reakčních sil dolních končetin během kontaktu paty. Zvýšení rychlosti způsobilo nárůst srdeční frekvence a nárůst subjektivního vnímání fyzické zátěže, ale rozdíl mezi věkovými skupinami a pohlavím nebyl zaznamenán.

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze. Jeden krokový cyklus je definován jako perioda začínající počátečním kontaktem nohy s podložkou až po následující kontakt té samé nohy (Murray et al., 1970; Whittle, 2007). Identifikace krokového cyklu je založena na akci pouze jedné končetiny. Krokový cyklus se skládá ze dvou kroků. Interval mezi počátečními kontakty s podložkou obou dolních končetin se nazývá krok (Perry & Burnfield, 2010).

2.2.3 Dělení krokového cyklu

Krokový cyklus se dále dělí na stojnou fázi, kdy je noha v kontaktu s podložkou, a švihovou fázi, kdy není v kontaktu s podložkou. Stojná fáze zaujímá u zdravé populace přibližně 60 % krokového cyklu a švihová 40 % krokového cyklu. Stojná fáze může být dále rozdělena na jednooporovou fázi a dvouoporovou fázi, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě nohy. Dvouoporová fáze zaujímá 20 % krokového cyklu, přičemž při zvyšující se rychlosti se doba dvouoporové fáze zkracuje (Ch. Kirtley, 2006; Murray et al., 1970).

Krokový cyklus může být rozdělen podle různých kritérií. Níže jsou popsána dvě různá dělení, která jsou často užívána.

Stojnou a švihovou fázi krokového cyklu je možné rozdělit do dalších 8 fází (obrázek 2), u kterých je procentuálně vyjádřeno, v jaké části krokového cyklus se odehrávají (Perry & Burnfield, 2010):

Stojná fáze

- počáteční kontakt (initial contact, 0–2 %)

- postupné zatěžování (loading response, 2–12 %)
- mezistoj (mid stance, 12–31 %)
- konečný stoj (terminal stance, 31–50 %)
- předšvih (pre-swing, 50–62 %)

Švihová fáze

- počáteční švih (initial swing, 60–73 %)
- mezišvih (mid swing, 75–87 %)
- konečný švih (terminal swing, 87–100 %)

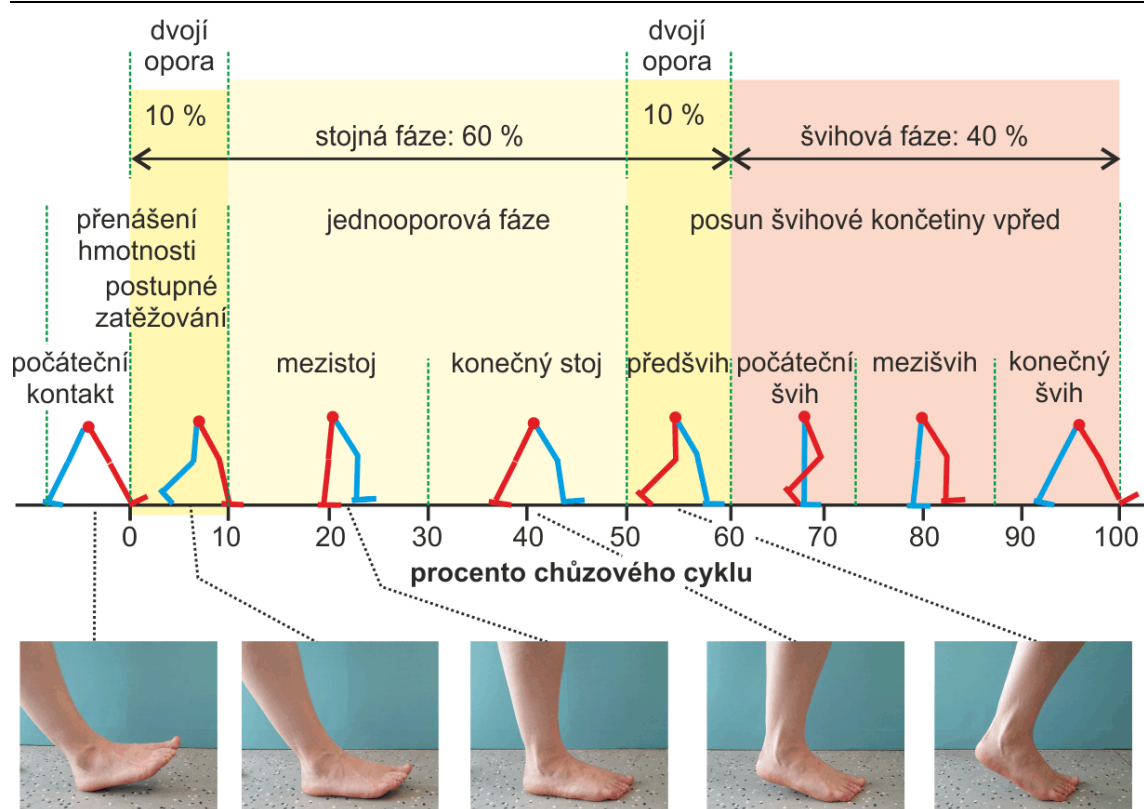
Další možné dělení uvádí Vaughan (2009)

Stojná fáze

- kontakt paty (heel strike, 0 %)
- kontakt celého chodidla (foot flat, 8 %)
- mezistoj (mid stance, 30 %)
- odvinutí paty (heel off, 40 %)
- odraz palce (toe off, 60 %)

Švihová fáze

- zrychlení (acceleration, 60–75 %)
- mezišvih (mid swing, 75–85 %)
- zpomalení (deceleration, 85–100 %)



Obrázek 2. Krokový (chůzový) cyklus (Neumannová et al., 2015)

Počáteční kontakt

Počáteční kontakt zahrnuje okamžik, kdy dochází ke kontaktu nohy s podložkou a okamžitou reakci na počátek přenosu tělesné hmotnosti na dolní končetinu. V tento okamžik je kyčelní kloub ve flexi, kolenní kloub v extenzi a hlezenní kloub je v dorzální flexi až neutrální pozici. K počátečnímu kontaktu s podložkou dochází u zdravých jedinců přes patu. V tuto chvíli je druhá dolní končetina ve fázi předšvihů (Perry & Burnfield, 2010). V této fázi jsou aktivní m. tibialis anterior a m. triceps surae, jejichž úkolem je udržovat hlezenní kloub v neutrální pozici. Od druhé poloviny švihové fáze je také aktivní dorzální skupina stehenních svalů (hamstringy), které zpomalují pohyb v kolenním kloubu a připravují dolní končetinu na počáteční kontakt. Spolu s nimi je v koaktivaci m. quadriceps femoris, který spoluzodpovídá za správnou pozici v kolenním kloubu během počátečního kontaktu. Kyčelní kloub je stabilizován aktivitou m. gluteus medius a m. gluteus maximus (Houglum & Bertoti, 2012).

Postupné zatěžování

Fáze začíná počátečním kontaktem a je ukončena odrazem palce druhé nohy. Fáze postupného zatěžování koresponduje s první dvouoporovou fází během krokového cyklu. V této fázi dochází k přenosu tělesné hmotnosti na přední dolní končetinu. Přes patu dochází k odvalu nohy na celé chodidlo díky plantární flexi v hlezenním kloubu. Toto zhoupnutí paty (heel rocker) společně s flexí v kolenním kloubu absorbuje náraz vzniklý kontaktem nohy s podložkou, udržuje stabilitu při zatěžování přední dolní končetiny a zároveň zachovává pohyb těla vpřed (Perry & Burnfield, 2010). Během této fáze jsou aktivní stabilizátory dolní končetiny, na kterou je přenášena hmotnost z důvodu jejího bezpečného přenosu. V této fázi dochází ke zpomalení pohybu vpřed a u většiny svalů dochází k excentrické kontrakci. Jedná se o m. tibialis anterior, který způsobuje plynulé došlápnutí celého chodidla na podložku. M. quadriceps femoris svou excentrickou kontrakcí zodpovídá za plynulou flexi v kolenním kloubu během postupného zatěžování společně s koaktivací hamstringů. M. gluteus maximus stabilizuje kyčelní kloub a zabraňuje flexi pánve společně s trupem (Houglum & Bertoti, 2012).

Mezistoj

Fáze začíná odrazem palce druhé nohy a je ukončena ve chvíli, kdy se těžiště lidského těla dostane před stojnou nohu. Jedná se o první polovinu jednooporové fáze, kdy se těžiště těla dostává nad stojnou dolní končetinu díky dorzální flexi v hlezenním kloubu, zatímco dochází k extenzi v kolenním a kyčelním kloubu (Perry & Burnfield, 2010). V této fázi je aktivní m. triceps surae, který zajišťuje optimální pozici hlezenního kloubu a udržuje bérec ve vzpřímené pozici. Díky tomu nedochází k flexi v kolenním kloubu, přestože m. quadriceps femoris v této fázi nevykazuje aktivitu. Abduktory kyčelního kloubu: m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae stabilizují pánev ve frontální rovině společně s koaktivací adduktorů kyčelního kloubu, které udržují těžiště nad stojnou dolní končetinou (Houglum & Bertoti, 2012).

Konečný stoj

Fáze začíná odvinutím paty a je ukončena ve chvíli, kdy u druhé nohy dojde ke kontaktu paty. Tvoří část druhé poloviny jednooporové fáze. Dochází

ke zvednutí paty stojné dolní končetiny, je dokončena extenze v kolenním kloubu současně s extenzí v kyčelním kloubu. Druhá dolní končetina dokončuje konečný švih. Během této fáze se těžiště těla dostane před stojnou dolní končetinu (Perry & Burnfield, 2010). V této fázi dochází k akceleraci pohybu vpřed, která je způsobena převážně primárně koncentrickou kontrakcí svalů dolní končetiny. M. gastrocnemius způsobuje plantární flexi, která odvíjí patu od podložky (Houglum & Bertoti, 2012).

Předšvih

Fáze začíná kontaktem paty druhé nohy a je ukončena odrazem palce. Jedná se o druhou dvouoporovou fázi během krokového cyklu. Dochází k přesunu tělesné hmotnosti na přední dolní končetinu. Během této fáze dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu, flexi v kolenním kloubu a redukci extenze v kyčelním kloubu. Druhá dolní končetina se nachází ve fázi postupného zatěžování (Perry & Burnfield, 2010). K akceleraci v této fázi přispívá aktivita m. soleus a m. iliopsoas. Během konečného stoje a předšvihu dochází k pasivní flexi v kolenním kloubu, což je způsobeno flexí v kyčelním kloubu a plantární flexí v hlezenním kloubu (Houglum & Bertoti, 2012).

Počáteční švih

Počáteční švih začíná odrazem palce a je ukončen v okamžiku, kdy se noha švihové dolní končetiny nachází na úrovni nohy stojné dolní končetiny. Během této fáze dochází k nárůstu flexe v kolenním kloubu a k nárůstu dorzální flexe v hlezenním kloubu. To má za následek zvětšení vzdálenosti mezi podložkou a nohou tak, aby se dolní končetina mohla přesunout vpřed bez zakopnutí, což je způsobeno díky postupné flexi v kyčelním kloubu. Během této fáze druhá dolní končetina prochází první částí mezistoje (Perry & Burnfield, 2010).

Mezišvih

Mezišvih začíná v okamžiku, kdy se noha švihové dolní končetiny nachází na úrovni nohy stojné dolní končetiny. Fáze končí ve chvíli, kdy se švihová dolní končetina nachází před tělem a holenní kost je ve vertikální pozici. Díky flexi v kyčelním kloubu se dolní končetina dostává postupně před stojnou dolní končetinu. Dochází k extenzi v kolenním kloubu a k dorzální flexi v hlezenním

kloubu až do neutrálního postavení. Stojná dolní končetina prochází druhou částí mezistoje (Perry & Burnfield, 2010).

Konečný švih

Fáze začíná v okamžiku, kdy se holenní kost švihové dolní končetiny nachází ve vertikální pozici a končí úderem paty švihové dolní končetiny. Dolní končetina dokončuje přesun vpřed pomocí extenze v kolenním kloubu. Hlezenní kloub zůstává v neutrálním postavení. Druhá dolní končetina se nachází ve fázi konečného stoje (Perry & Burnfield, 2010).

2.3 Severská chůze

Severská chůze (NW) neboli Nordic walking je forma pohybové aktivity, kdy účinky běžné chůze jsou zesíleny aktivním zapojením speciálně navržených holí. NW je bezpečná, přirozená a účinná pohybová aktivita, která působí celkově symetricky a vyváženě na lidské tělo. Jejím hlavním cílem je obecná fyzická a duševní pohoda (INWA, n.d.-b).

2.3.1 Historie

Za kolébku NW je považováno Finsko, kdy od 30. let dvacátého století byly hole pravidelně zařazovány do letní tréninkové přípravy finských běžců na lyžích, aby byla intenzita zatížení během chůze vyšší. V osmdesátých letech 20. století se měl v Helsinkách konat závod v běžeckém lyžování. Z důvodu nedostatku sněhové pokrývky organizátoři přemluvili závodníky, aby závod absolvovali pouze s holemi (Škopek, 2010).

Na konci osmdesátých let 20. století v USA trenér běžeckého lyžování Tom Rutlin vyvinul koncept fitness chůze, během které byly použity speciálně navržené hole pro tuto pohybovou aktivitu. Tuto aktivitu nazval „Exerstriding“ (exercise – cvičení, striding – kráčející) (Downer, 2006). Přestože cíl této pohybové aktivity je stejný jako u NW, technika chůze a design holí se liší.

V devadesátých letech 20. století se začala NW testovat v laboratořích (Sports Institute of Finland, Vierumäki, Finsko) a byla představena na setkání sportovních firem. Finská sportovní instituce Suomen Latu se dohodla

na spolupráci s firmou Exel (výrobce holí). Společně vyvinuli design holí a koncept této pohybové aktivity. V roce 1997 byl zveřejněn mezinárodní název Nordic walking a zároveň se spustila reklamní kampaň, jejímž cílem bylo dostat tento sport do širšího povědomí veřejnosti. V roce 2000 vznikla mezinárodní asociace INWA (International Nordic Walking Association) (INWA, n.d.-a; Škopek, 2010). V roce 2003 byla založena Česká asociace Nordic Walking (ČANW), která si za cíl stanovila rozšíření Nordic Walking mezi širokou veřejnost, vytvoření Nordic Walking center a umožnění zdravého pohybu v přírodě veřejnosti 365 dní v roce. V srpnu 2004 se Česká asociace Nordic Walking stala členem INWA (Mira, n.d.).

2.3.2 Vliv severské chůze na organismus

Pohybová aktivita, zdraví a kvalita života jsou úzce spojeny. Lidské tělo je stvořené k pohybu, a proto k optimálnímu fungování a zamezení nemocí potřebuje pravidelnou pohybovou aktivitu. Bylo prokázáno, že sedavý životní styl je rizikovým faktorem pro rozvoj mnoha chronických nemocí, včetně kardiovaskulárních chorob, které jsou hlavní příčinou smrti ve vyspělých zemích. Aktivní způsob života kromě toho poskytuje mnohé další sociální a psychologické přínosy, navíc existuje přímá spojitost mezi pohybovou aktivitou a průměrnou délkou života, proto pohybově aktivní lidé obvykle žijí déle než neaktivní. Lidé se sedavým životním stylem, kteří začali vést pohybově aktivnější život, udávají, že se cítí lépe z pohybového i duševního hlediska, a že se jejich kvalita života zvýšila (EC, 2008).

NW se řadí mezi vytrvalostní aktivity s prvky síly a rychlosti. Tuto pohybovou aktivitu lze vykonávat po celý život. Oproti chůzi zatěžuje kromě dolních končetin také horní polovinu těla (Škopek, 2010).

Tělesná zdatnost

Studie autorů Takeshima et al. (2013) srovnávala NW s chůzí (W) a posilovacími cvičeními s gumovým pásem a jejich vlivy na tělesnou zdatnost, flexibilitu a balanční schopnosti. Dobrovolníci (senioři) (n = 65) byli rozděleni do 4 skupin podle pohybových aktivit (včetně kontrolní skupiny, která nevykonávala žádnou pohybovou aktivitu v rámci studie) a prováděli danou

pohybovou aktivitu po dobu 12 týdnů. Ze závěrů vyplývá, že NW působila na organismus nejkompexněji v porovnání s ostatními pohybovými aktivitami, kdy došlo ke zlepšení síly horní poloviny těla, kardiorepirační zdatnosti a flexibility. Z toho důvodu je doporučena jako efektivní a účinný prostředek zlepšující celkovou tělesnou zdatnost u starších dospělých osob. Také studie autorů Parkatti, Perttunen a Wacker (2012) popisuje pozitivní účinky na tělesnou zdatnost u skupiny seniorů praktikující severskou chůzi (n = 23). Studie zkoumala vliv devítitýdenního intervenčního programu pomocí testové baterie vyvinuté pro měření tělesné zdatnosti seniorů, jejíž autory jsou Rikli a Jones (2001). Závěry ukazují, že došlo díky programu ke zlepšení u všech šesti cviků, které testová baterie obsahovala. U kontrolní skupiny (n = 14) nedošlo k statisticky významným změnám.

Kardiovaskulární onemocnění

Studie autorů Keast et al. (2013) srovnávala severskou chůzi v rámci rehabilitačního programu u kardiaků. Studie se zúčastnilo 54 pacientů, kteří byli náhodně rozděleni do skupiny se standardní rehabilitační péčí určenou pro kardiaky a do skupiny, která praktikovala severskou chůzi (NWG). Srovnání obou skupin bylo pomocí šestiminutového testu chůzí (6-MWT). U NW došlo ke zvýšení funkční kapacity o $125,6 \pm 59,4$ m, zatímco u standardní rehabilitační péče určenou pro kardiaky došlo ke zvýšení funkční kapacity o $57,0 \pm 71,3$ m. K podobným závěrům dospěla studie autorů Kocur, Deskur-Šmielecka, Wilk a Dylewicz (2009), která srovnávala chůzi, severskou chůzi a standardní rehabilitační program kardiaků (kontrolní skupina). Třítýdenní studie se zúčastnilo 80 pacientů, kteří se zotavovali po akutním koronárním syndromu. NWG v porovnání s kontrolní skupinou dosahovala lepších výsledků u cviků, které obsahovala testová baterie (Rikli & Jones, 2001) a také při měření vytrvalostních schopností dolních končetin a horních končetin. Z toho důvodu autoři obou studií zkoumající kardiaky doporučují severskou chůzi jako možnou alternativu standardní rehabilitace pro pacienty, kteří prodělali akutní koronární syndrom.

Diabetes mellitus 2. typu

Vliv NW na diabetes mellitus druhého typu zkoumala studie autorů Gram, Christensen, Christiansen a Gram (2010). Pacienti (n = 68) byli rozděleni do 3 skupin (NWG, skupina provádějící sérii cvičení pro diabetiky a kontrolní skupina). Pod dohledem fyzioterapeutů pacienti praktikovali NW a sérii cvičení po dobu 4 měsíců + 8 měsíců domácího cvičení (dvakrát nebo jednou týdně). Z výsledků vyplývá, že dlouhodobé praktikování NW, stejně tak i série cvičení pro diabetiky, nezlepšilo hodnoty glykovaného hemoglobinu (HbA1c) u osob trpících onemocněním diabetes mellitus druhého typu, avšak redukovalo množství tukové tkáně u NWG. K rozdílným závěrům dospěla skupina autorů Sentinelli et al. (2015), kteří zkoumali vliv NW na diabetes mellitus druhého typu u starších žen (n = 20) se sedavým způsobem života. Ženy byly rozděleny na skupinu praktikující severskou chůzi a kontrolní skupinu, která měla za úkol cvičit samostatně. Obě skupiny cvičily minimálně 50 min 3 krát týdně po dobu 12 týdnů. Po této intervenci byly výsledky obou skupin srovnány. Skupina praktikující severskou chůzi dosáhla lepších výsledků ve všech parametrech v porovnání s kontrolní skupinou. Došlo ke snížení HbA1c o 0,7 % ($p < 0,01$), ke snížení indexu tělesné hmotnosti (BMI) o 0,8 $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$ ($p < 0,022$), ke snížení tělesné hmotnosti o 2,4 kg ($p < 0,008$) a zvýšení HDL cholesterolu o 5,8 $\text{mg}\cdot\text{dl}^{-1}$ ($p < 0,003$).

Obezita

Studie autorů Figard-Fabre, Fabre, Leonardi a Schena (2011) srovnávala dvanáctitýdenní pohybový program chůze a NW u obézních žen středního věku (n = 23). Během každého týdne absolvovaly 3 lekce trvající přibližně 45 min. Jedna lekce probíhala pod dohledem výzkumníka, zbylé dvě absolvovaly ženy individuálně. Mimo jiné míra adherence k dané pohybové aktivitě během jednotlivých tréninkových lekcí byla u NWG větší (91 ± 19 %) v porovnání se skupinou praktikující chůzi (81 ± 29 %) ($p = 0,011$). Praktikování NW v porovnání s chůzí umožňuje u obézních žen zvýšit intenzitu zatížení, zvyšuje adherenci k pohybovému programu a to bez zvýšení subjektivního vnímání fyzické zátěže.

Taká autoři Hagner-Derengowska et al. (2015) porovnávali vliv NW, vliv cvičení pilates a kontrolní skupinu (bez pohybové intervence) u obézních

postmenopauzálních žen (n = 147). Všechny 3 skupiny podstoupily také stejnou dietní intervenci, kdy se stravovaly ve společném stravovacím zařízení. Cvičení probíhalo po dobu deseti týdnů 3 x týdně 60 min pod dohledem supervizora u obou programů. Po ukončení programu NWG vykazovala lepší výsledky (snížení tělesné hmotnosti, BMI, glykémie, cholesterol a HDL) v porovnání se skupinou cvičící pilátes. Ze závěrů této studie vyplývá, že NW byla během intervenčního programu účinnější, než cvičení pilátes či samotná dietní intervence.

Parkinsonova nemoc

Autoři van Eijkeren et al. (2008) se zabývali dlouhodobým účinkem NW na pacienty s Parkinsonovou nemocí (n = 19). Pacienti absolvovali šestitýdenní program NW pod vedením kvalifikovaného instruktora a to dvě šedesátiminutové lekce týdně. Po této intervenci došlo k signifikantnímu zlepšení v 10 metrovém testu chůze (10-MWT), kde byl hodnocen čas, za kterou pacient urazí vzdálenost 10 m. Dále došlo ke zlepšení u Timed Up and Go test (TUG test) a také ke zlepšení u šestiminutového testu chůze (6-MWT) a PDQ-39 (dotazník na kvalitu života u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí). (Pomocí TUG testu je hodnocena predispozice k pádu. Pacient sedí na židli, na vyzvání vstane, ujde 3 m až ke značce na zemi, kde se otočí a vrátí se zpět na židli, kde si sedne. Hodnotí se čas, za který pacient toto cvičení absolvuje (Podsiadlo & Richardson, 1991)). Měření bylo také zopakováno u devíti osob po pěti měsících, kde bylo zjištěno, že změny po intervenci u těchto osob přetrvaly. Závěry této studie dokazují, že NW může redukovat inaktivitu u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (van Eijkeren et al., 2008).

Šestiměsíční studie autorů Reuter et al. (2011) zkoumala vliv chůze, relaxačního programu zaměřeného na flexibilitu a NW na parametry chůze u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (n = 90). U chůze a NW došlo k významnému zlepšení délky krokového cyklu, maximální rychlosti chůze, variability chůze a funkční kapacity během submaximálního zatížení. Pacienti praktikující severskou chůzi vykazovali lepší výsledky ve zlepšení posturální stability, délky krokového cyklu a jeho variability v porovnání se skupinou praktikující chůzi a se skupinou praktikující relaxační program zaměřený na flexibilitu.

Rakovina prsu

Osmítýdenní studie autorů Malicka et al. (2011) zkoumala vliv NW na sílu horních končetin a velikost lymfedému horních končetin u pacientek trpících rakovinou prsu po chirurgickém zákroku (n = 38). Pacientky byly rozděleny do dvou skupin, z nichž jedna prakticovala severskou chůzi a druhá skupina byla bez intervence (kontrolní skupina). Ze závěrů vyplývá, že ke zlepšení svalové síly (měřeno pomocí izokinetického dynamometru) dochází převážně na té straně, která podstoupila chirurgický zákrok. Také velikost lymfedému se nezměnila. Ze závěrů studie vyplývá, že NW je bezpečná forma účinné rehabilitace pro tuto skupinu pacientek.

Podobná desetitýdenní studie autorů Di Blasio et al. (2016) se zabývala vlivem chůze a NW v kombinaci s metodou ISA (cvičení designovaná pro pacienty, kteří prodělali rakovinu prsu) na obvod horních končetin (z důvodu měření lymfedému) (n = 20). Z výsledků studie vyplývá, že u skupiny praktikující severskou chůzi, skupiny praktikující severskou chůzi v kombinaci s metodou ISA a u skupiny praktikující chůzi v kombinaci se metodou ISA došlo k redukci obvodu paže a předloktí ipsilaterální straně, která byla postižena rakovinou. U skupiny praktikující pouze chůzi nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl ve zmíněných parametrech. Ze závěrů studie vyplývá, že pouze chůze nepřináší žádné benefity při zmírnění lymfedému horní končetiny. Pro pacienty trpící lymfedémem horních končetin je vhodná NW v kombinaci s metodou ISA.

Deprese

Autoři Suija et al. (2009) zkoumali vliv dvacetitýdenního intervenčního programu pomocí NW na pacienty trpící depresí a jedince bez depresí (n = 21). Pacientům byla také měřena zdatnost pomocí chodeckého testu před intervencí, během 12. týdne a po 24 týdnech intervence (společně s dotazníkem – Composite International Diagnostic Interview – CIDI). Z výsledků vyplývá, že intervence severskou chůzí zvýšila úroveň zdatnosti u pacientů trpících depresí, došlo u nich ke zlepšení nálady a ke zvýšení motivace k léčbě jejich nemoci. Z toho důvodu se NW jeví jako vhodná pohybová aktivita v rámci rehabilitačního procesu u pacientů trpících depresí.

Podobnou osmítýdenní studií se zabývali autoři S. D. Park a Yu (2015), kteří zkoumali vliv chůze a NW u starších pacientů trpících depresí (n = 24).

Pacienti byli rozděleni do dvou skupin (W a NW). U pacientů byl zjišťován psychologický stav (pomocí dotazníku – Beck depression inventory – BDI) tělesné složení a kvalita spánku. Z výsledků vyplývá, že u obou skupin došlo ke zlepšení duševního stavu ($p < 0,001$). Probandi dosahovali po 8 týdnech ještě lepších výsledků, než po 4 týdnech. Skupina praktikující severskou chůzi však vykazovala lepší výsledky po 4 i 8 týdnech, než skupina praktikující chůzi ($p < 0,05$). Ke zlepšení došlo u obou skupin také v kvalitě spánku ($p < 0,001$). Ze závěrů vyplývá, že NW má pozitivní efekt na pacienty trpící depresemi a na jejich kvalitu spánku.

2.3.3 Vybavení pro severskou chůzi

Jednou ze základních věcí podmiňujících správnou techniku NW je použití správných holí určených pro severskou chůzi. Tyto hole se odlišují od holí pro běžecské lyžování, které jsou delší, a od holí určených pro sjezdové lyžování a trekking, které jsou příliš těžké (Nottingham & Jurasin, 2010).

Ergonomická rukojeť hole zajišťuje dobrý prožitek z chůze. Otřesy, které se během chůze přenáší na klouby horních končetin, by měly být správnou rukojetí sníženy. Rukojeť je většinou vyrobena z materiálů, jako je plast, guma a korek. Rukojeť s poutkem jsou totožné, jako u holí určených pro běžecské lyžování (Škopek, 2010).

Poutko je umístěno přibližně 2,5 cm pod vrcholem rukojeti a mnohé z nich bývají jednoduše odnímatelná od rukojeti tak, že se poutko nemusí sundávat ze zápěstí (obrázek 3). Poutko umožňuje stálý kontakt s holí i při jejím úplném puštění a je jednoduše nastavitelné na šířku zápěstí. Tento typ poutka umožňující pasivní kontakt s holí redukuje neustálou aktivitu svalů ruky a předloktí (Nottingham & Jurasin, 2010).



Obrázek 3. Poutko hole (foto: archiv autora)

Tělo hole bývá obvykle vyrobeno z karbonu nebo z hliníku, případně je kombinací těchto materiálů. Karbon umožňuje lépe tlumit vibrace, ovšem jeho cena je vyšší. Hole lze rozdělit na pevné (jednodílné) a skládací (teleskopické). Skládací hole mohou být ze dvou nebo tří částí, nebo polonastavitelné, u kterých lze délku posunout pouze o 10 cm. Pevné hole jsou lépe vyvážené (nemají v těle mechanismus k uzamčení délky holí) a neobsahují mechanické části, které by se mohly pokazit. Skládací hole jsou skladnější a jejich výška je nastavitelná. Polonastavitelné hole mají nastavitelný mechanismus těsně pod rukojetí a kombinují výhody pevných a skládacích holí (Downer, 2006).

Důležitým parametrem je výška holí, která by měla být určena ze vztahu (tělesná výška $\times 0,7$), s tolerancí ± 5 cm. Pro začátečníka jsou vhodnější kratší hole. Na druhou stranu pro sportovní přípravu jsou vhodné delší hole. Praktický způsob pro určení délky holí je takový, že při stožení jsou uchopené hole spuštěny kolmo k zemi (paže jsou u těla). Loketní kloub by měl svírat úhel přibližně 90° nebo větší. Správný výběr holí ovlivňuje také terén, ve kterém je NW prováděna, kloubní pohyblivost a proporce končetin (Škopek, 2010).

Na konci hole je hrot, který umožňuje zapíchnutí a odražení se od povrchu, jako je tráva, písek, štěrk, led atd. Příliš hlubokému zapíchnutí hole zamezuje plastový košík (talíř hole), který brání ohnutí nebo zlomení hrotu. Součástí holí je také gumová násada tzv. botička, která se nasadí na hrot hole (obrázek 4). Spodní část botičky hole určené pro severskou chůzi je zešikmena, čímž se liší od botičky hole určené pro trekking, která bývá na spodní straně rovná. Botička se používá při chůzi po zpevněném povrchu, jako například asfalt nebo beton.

Gumová botička snižuje možnost proklouznutí na tvrdém povrchu, tlumí nárazy a hlasitý zvuk, který by vydával hrot hole (Nottingham & Jurasin, 2010).



Obrázek 4. Hrot hole s odnímatelnou botičkou (foto: archiv autora)

Nedílnou součástí pro správnou realizaci NW je také vhodná obuv, která by měla být pohodlná, kvalitní a přizpůsobená terénu, ve kterém bude NW prováděna. Univerzální jsou nízké multifunkční boty určené pro trekking, které jsou vhodné do každého typu terénu. Obecně platí pravidlo, že při pohybu v terénu je volen výraznější vzorek s velkou plochou podrážky. Při chůzi po tvrdém povrchu je doporučován běžecký typ boty s vysokými tlumivými účinky. Obuv by měla poskytovat komfort a tlumit nárazy během došlapu (Škopek, 2010).

Důležitá je také vhodná volba oblečení, které by mělo chránit před chladem, vlhkem, slunečními paprsky, ale mělo by odvádět pot, aby nedocházelo k přehřátí organismu. První vrstvu tvoří tzv. funkční prádlo, které má schopnost odvádět pot a vlhkost od pokožky směrem ven. Další vrstvu tvoří oblečení vyrobené ze syntetických vláken, která nepřijímají vodu a vlhkost (polypropyleny a polyestery). Někdy může docházet také ke kombinaci s bavlnou a vlnou. Jejím úkolem je co nejrychleji odvádět pot do dalších vrstev. V chladnějších dnech je vhodné obléct na první vrstvu druhou popř. třetí vrstvu, které chrání tělo před tepelnými ztrátami. Tyto vrstvy by měly být prodyšné směrem ven, avšak poslední vrstva by měla být odolná vůči vodě (např. Goretex). Důležitá je také čepice, protože velká část tělesného tepla uniká právě hlavou. Při slunečných

dnech je vhodné naopak použít čepici s kšiltem nebo sluneční brýle k ochraně zraku (Škopek, 2010).

Mezi další doplňky, které lze využít během NW, patří opasek s lahví pro doplňování tekutin, MP3 přehrávač, krokoměr, akcelerometr, GPS a v neposlední řadě také hrudní snímač tepové frekvence, díky kterému lze kontrolovat aktuální intenzitu zatížení a udržovat jí v předem nastavené zóně (Nottingham & Jurasin, 2010).

2.3.4 Technika severské chůze

NW není náročná pohybová aktivita, avšak velmi se doporučuje začít pod dohledem kvalitního instruktora. Chybně naučené pohyby se později špatně přeučují a mohou také přinést negativní účinky (Škopek, 2010). U začátečníků se často objevuje chyba, že hole využívají spíše jako turistické hole a neprovádí žádné dynamické pohyby. Při nesprávně prováděné technice se pozitivní účinky této pohybové aktivity nedostaví (Schmidt, Winski, & Helmkamp, 2010).

Hlava, krk a ramena

Hlava je při základní chůzi na rovině v prodloužení trupu, který je v mírném předklonu, pohled směřuje asi 20 m dopředu. Ramena jsou uvolněná a posazena dozadu dolů, rotují kolem vertikální osy, tzv. tanec ramen. S vyšší rychlostí se trup naklání více dopředu (Škopek, 2010).

Horní končetiny a trup

V průběhu NW je pozice těla vzpřímená a uvolněná. Při střídavém zapojení horních končetin do pohybu dochází k aktivaci posturálních svalů zad a přední strany trupu. Pohyb horní končetiny vychází z ramenního kloubu, kdy se ruka a hůl pohybují podél těla vpřed, zatímco loketní kloub je v mírné flexi. Hrot hole není potřeba aktivně zvedat ze země. Při správné technice se horní končetina přirozeně „zhoupne“ vpřed, což má za následek zvednutí hrotu ze země a jeho následné zabodnutí. Při odrazu se ruka pohybuje podél těla vzad a v závěrečné fázi dochází k pasivnímu otevření dlaně a odrazová síla je přenášena přes poutko na hůl. V konečné fázi odrazu je horní končetina téměř propnutá a měla by být s holí v jedné linii (Nottingham & Jurasin, 2010).

Dolní končetiny

Práce dolních končetin je podobná jako při běžné rychlé chůzi. Během chůze chodidla směřují vpřed (nevytáčejí se dovnitř ani ven). Délka kroku je přizpůsobena rychlosti chůze a se zvyšující se rychlostí se zvětšuje. Počáteční kontakt se děje přes patu a přes vnější hranu je chodidlo odvinuto až k bříšku palce. Koleno při došlapu není nikdy v úplné extenzi, avšak na odrazové dolní končetině je propnutí naopak důležité. Horní a dolní část trupu rotují v opačné fázi („proti sobě“). U končetin to znamená, že je-li horní končetina vepředu, ipsilaterální dolní končetina bude vzadu (Škopek, 2010).

Použití holí

Sklon holí hraje důležitou roli během NW. Dolní konec by měl být po celou dobu za rukojetí hole, aby hůl směřovala vždy zepředu shora dozadu dolů. Mění se pouze úhel sklonu holí (Škopek, 2010). Hrot je zapichován přibližně v přední polovině vzdálenosti mezi patou předního chodidla a špičkou zadního chodidla (Nottingham & Jurasin, 2010).

Při přenosu síly z horních končetin na hole ve - fázi zabodnutí hrotu - nesmí docházet ke zvedání ramena. Kontralaterální horní končetina v této fázi dokončuje odpich zapažením spolu s extenzí v loketním kloubu. Hole společně s horními končetinami jsou během NW neustále vedeny podél těla. Odpich hole by měl být provázen odrazem z chodidla kontralaterální dolní končetiny a to nejlépe ve stejném okamžiku. Dolní končetina se dostává do švihové fáze a přesouvá se vpřed před tělo až do počátečního kontaktu s podložkou. Tento kontakt se děje přes patu. Zadní horní končetina se pohybuje uvolněně vpřed podél těla a nahoru a druhá horní končetina vyvíjí sílu na hůl a přesouvá se vzad. Závěrečný odpich je proveden aktivní extenzí v loketním kloubu. Obě horní končetiny se během kmitavého pohybu míjejí mírně před tělem. Tento cyklus se neustále opakuje, ale v obráceném pořadí. Odpich holí způsobuje prodloužení délky kroku a těžiště se proto více pohybuje ve vertikálním směru, čímž se zvyšuje intenzita zatížení. Rotační pohyb (protipohyb) osy ramenní a pánevní je důležitým prvkem v průběhu NW (Škopek, 2010).

Severská chůze do kopce

Intenzita a dynamika pohybu narůstá se zvyšujícím se sklonem terénu. Při srovnání s chůzí po rovině se trup se dostává do většího náklonu. Aktivita svalů horní poloviny těla a svalů dolních končetin převážně m. triceps surae a m. quadriceps femoris svalů lýtkových a stehenních je také vyšší. Během NW do kopce může docházet k prodloužení délky kroku. Tento jev však vyžaduje vyvíjení větší síly při odrazu horními končetinami. Při správné technice dochází nejen k vyšší intenzitě zatížení, ale také k odlehčení dolních končetin. Začátečnickům se doporučuje chůze do mírného kopce, což umožňuje rychleji pochopit podstatu pohybu a osvojit si tak správnou techniku NW (Schmidt et al., 2010; Škopek, 2010).

Severská chůze z kopce

Během chůze z kopce se intenzita a dynamika pohybu snižuje, dochází ke zkrácení délky kroku a těžiště se snižuje vlivem větší flexe v kolenním kloubu. Chodidlo po celou dobu kontaktu s podložkou má za úkol brzdit pohyb těla směrem vpřed. Pomocí horních končetin je na hole přenášena část tělesné hmotnosti, čímž dochází k odlehčení dolních končetin (Schmidt et al., 2010; Škopek, 2010).

2.4 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je experimentální metoda zabývající se vývojem, záznamem a analýzou elektrických signálů produkovaných svalovou tkání. Tyto signály vznikají fyziologickými změnami, které se odehrávají na buněčných membránách svalových vláken (Basmajian & De Luca, 1985). Záznam elektrického signálu vznikajícího během svalové kontrakce se nazývá elektromyogram. EMG signál je ovlivněn velikostí tenze během svalové kontrakce. Existuje však více parametrů, které mohou ovlivnit velikost EMG: rychlost koncentrické či excentrické kontrakce, tempo růstu svalového napětí a reflexní aktivita (Winter, 2009). Kromě základních fyziologických a biomechanických studií EMG slouží jako analytický nástroj v aplikovaném výzkumu, ve fyzioterapii a rehabilitaci, ve sportovních vědních disciplínách nebo při hodnocení pracovních podmínek (Konrad, 2006).

Povrchová elektromyografie má své počátky na začátku 17. století, kdy Francesco Redi zdokumentoval, že zdrojem elektrického výboje u rejnoků jsou specializované svaly (Redi, 1617, citováno v Criswell, 2011). Jako první podal Du Bois-Reymond v roce 1849 důkaz o elektrické aktivitě lidské svalové tkáně během volní kontrakce. Ve svém experimentu pomocí nádob se solným roztokem, elektrodami a galvanometrem dokázal poměrně přesně určit, kdy dochází ke svalové kontrakci. Objevil také fakt, že velikost elektrického proudu, kterou snímají elektrody, je ovlivněna odporem kůže (Du Bois-Reymond, 1849, citováno v Criswell, 2011). Během 19. a 20. století se tato metoda neustále rozvíjela. John Basmajian je považován za průkopníka povrchové elektromyografie. V 60. letech 20. století se podílel na založení Mezinárodní společnosti pro elektromyografii a kineziologii (International society of electrophysiology and kinesiology – ISEK), jejíž účelem je podpora výzkumu a výuky v oborech elektrofyzologie a kineziologie v normálních, experimentálních a patologických podmínkách se zaměřením na senzomotorický systém.

2.4.1 Biologická podstata elektromyografického signálu

Nejmenší funkční jednotka, kterou lze popsat proces řízení svalové kontrakce nervovým systémem, se nazývá motorická jednotka. Skládá se z α -motoneuronu (nervová buňka) a svalových vláken, která α -motoneuron inervuje (Kenney, Wilmore, Costill, & Wilmore, 2012). Při generování svalové síly musí svalová vlákna dostat impuls z α -motoneuronu, který je aktivován centrálním nervovým systémem (CNS). Po přijetí signálu z CNS se tento elektrický impuls pohybuje tělem α -motoneuronu až k motorické ploténce, což je specializovaná synapse, která zabezpečuje přenos vzruchu z α -motoneuronu na svalové vlákno (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014).

Svalová buňka vykazuje během klidového stavu elektrický potenciál přibližně -80 až -90 mV nazvaný klidový membránový potenciál. Způsobuje ho různá koncentrace iontů sodíku a draslíku uvnitř a vně svalové buňky. Vnitřní a vnější prostředí svalové buňky je odděleno semipermeabilní buněčnou

membránou zvanou sarkolema. Rozdílný elektrický potenciál mezi vnitřním a vnějším prostředím buňky udržují iontové pumpy (Konrad, 2006).

Za aktivaci svalových vláken je zodpovědný akční potenciál. Tento proces se odehrává na buněčné membráně, kdy po přijetí signálu α -motoneuronem dojde na motorické ploténce k vyplavení neurotransmiteru, který způsobí, že dojde ke změně propustnosti pro ionty sodíku. Tyto ionty se ve větší koncentraci nacházejí vně svalové buňky. Při změně propustnosti se ionty sodíku dostávají skrz buněčnou membránu dovnitř svalové buňky. Jedná o kladně nabitě ionty sodíku (kationty), takže pokud projde přes membránu dostatečné množství těchto kationtů, elektrický potenciál svalové buňky se může změnit na až +30 mV v porovnání s extracelulárním prostředím. Tento proces se nazývá depolarizace. Vzhledem k tomu, že dojde ke změně elektrického potenciálu, změní se také propustnost membrány pro kationty draslíku, které putují z vnitřního prostředí buňky skrz membránu ven. Tímto se elektrický potenciál buňky opět snižuje a obnovuje se klidový membránový potenciál. Tento proces se nazývá repolarizace (Robertson et al., 2014). Akční potenciál se šíří od motorické ploténky podél svalového vlákna oběma směry a také dovnitř svalového vlákna skrz tubulární systém. Rychlost akčního potenciálu je $2\text{--}6\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Tato excitace vede k vyplavení kationtů vápníku uvnitř svalové buňky, které zapříčiní zkrácení jejich kontraktálních elementů. EMG signál je možné zaznamenat právě díky depolarizaci a repolarizaci, která se odehrává na buněčné membráně (Konrad, 2006).

2.4.2 Technologie pro analýzu elektromyografického signálu

Elektrody

K záznamu EMG signálu je možné použít monopolární nebo bipolární typ elektrod. U monopolárního záznamu je jedna elektroda umístěna přímo do svalu a druhá na elektricky neutrální místo např. kostní prominenci. Obecně monopolární signál lépe zaznamená nízkofrekvenční signál a používá se nejčastěji k analýze izometrické kontrakce (Ohashi, 1995). Běžnější je však bipolární typ elektrod, kdy 2 elektrody jsou vpraveny do svalu nebo snímají

signál na povrchu kůže nad daným svalem a třetí elektroda je opět umístěna na elektricky neutrální místo. Elektrody zaznamenávají rozdílné elektrické napětí mezi oběma elektrodami uvnitř svalu (Robertson et al., 2014). K záznamu EMG signálu je možné použít povrchové elektrody, které se připevní na kůži nebo podpovrchové elektrody (jehlové a drátové elektrody), které jsou vpraveny přímo do svalu. Jehlové elektrody se používají k monitorování jedné nebo více motorických jednotek. Její výhoda spočívá v tom, že je snadno umístitelná do svalu, avšak při její aplikaci se jedná o bolestivý zákrok. Pohyb svalu je elektrodou omezen a zároveň mohou vznikat jejím pohybem nežádoucí artefakty signálu. Jehlová elektroda může být zavedena do svalu maximálně hodinu. Drátové elektrody jsou složeny ze dvou izolovaných tenkých drátů (průměr kolem 75 μm). Mohou být zavedeny ve svalu několik hodin. Oproti jehlové elektrodě neomezují tolik pohyb svalu během kontrakce, avšak místo jejího zavedení se hůře lokalizuje (Penhaker, Imramovský, Tiefenbach, & Kobza, 2004; Robertson et al., 2014).

Povrchové elektrody mohou být v podobě nalepovacích pásků různého tvaru nebo také bezdrátových senzorů, které se přilepí na kůži. Obsahují kontaktní plošky z vodivého kovu např. stříbra. Dělí se na aktivní a pasivní elektrody. Pasivní elektrody jsou malé a ploché a používají se v páru. Aktivní elektrody mají za úkol poskytovat optimální odpor, mají v sobě zabudovaný zesilovač a integrované obvody. Tento typ elektrod lépe redukuje šum. Během povrchové EMG však může docházet k chybám při záznamu signálu. Mezi vnitřní a vnější stranou kůže je elektrický potenciál přibližně 30 mV. Během pohybové aktivity však dochází k natahování kůže a tento elektrický potenciál může klesnout o 5 mV. Kolísání elektrického potenciálu lze redukovat pomocí použití elektrod z chloridu stříbrného a zvýšit vodivost kůže pomocí jejího lehkého obroušení. Povrchové elektrody jsou limitovány při zaznamenávání EMG z hlubších svalových vrstev. Oblast, ze které snímají EMG signál, je přibližně 10 až 20 mm od povrchu kůže. Také je s nimi obtížné zaznamenávat EMG u malých svalů resp. izolovat tento signál od sousedících svalů (Perry & Burnfield, 2010; Robertson et al., 2014).

Zesilovač a analogově digitální převodník

U povrchové EMG je během maximální volní kontrakce maximální amplituda 5 mV. U podpovrchové EMG, může maximální amplituda dosáhnout až 10 mV. Akční potenciál jedné motorické jednotky může dosáhnout přibližně 100 μ V. Během nahrávání EMG signálu se používá diferenční zesilovač, jehož úkolem je zesílit signál a také eliminovat nežádoucí artefakty signálu. Míra zesílení je volitelná a to většinou v rozmezí 100 krát až 10000 krát. U EMG se většinou pracuje s 1000 násobným zesílením (Winter, 2009). Při zpracování EMG signálu musí být brána v úvahu frekvence signálu při nastavení zesilovače. Základní spektrum EMG signálů zahrnuje frekvence mezi 10 až 1000 Hz. Jsou patrné také vyšší frekvence, ale ty tvoří pouze 0,01 % spektra. Pro zachování kvality signálu je zapotřebí nastavit šířku pásma u zesilovače, která pokryje vysílané EMG frekvence získané daným typem elektrody. Spodní hranice pásma je pro oba typy elektrod kolem 10 Hz. Signály kolem 10 až 25 Hz jsou většinou generovány pohybem tkáně během svalové kontrakce, popř. nárazy na podložku (Perry & Burnfield, 2010). AD převodník slouží pro konverzi analogového (spojitého) signálu na digitální (diskrétní). Důležité je zvolit správnou vzorkovací frekvenci. Ta musí být minimálně dva krát větší než maximální očekávaná frekvence signálu. Aby bylo zamezeno ztrátě signálu resp. dat, vzorkovací frekvence by měla být nastavena na 1000 nebo 1500 Hz (Konrad, 2006).

2.4.3 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

EMG signál může ovlivnit celá řada biologických nebo technologických faktorů. Znalost těchto faktorů zajišťuje správnost interpretace EMG signálu (Robertson et al., 2014).

Elektrody

Důležitá je vhodná volba typu elektrod, které mohou ovlivnit velikost frekvence a amplitudu EMG signálu. U povrchové EMG je důležité připravit styčnou plochu mezi elektrodou a kůží. Tato příprava spočívá v minimalizaci impedance, která je důležitá hlavně u typu elektrod, které neobsahují zesilovač. Síla EMG signálu také klesá se vzrůstající vzdáleností mezi elektrodou

a měřeným svalem. Tuto vzdálenost ovlivňuje míra podkožního tuku. U obézní populace může být podkožní tuková vrstva až o 500 % větší, než u štíhlých jedinců (Robertson et al., 2014).

Vnější zdroj rušivého signálu

Tomuto jevu je třeba věnovat pozornost v prostředí s větším množstvím elektrických přístrojů. Při nesprávném uzemnění elektrického přístroje, který se nachází v blízkosti, kde probíhá měření, může vznikat rušivý šum, který může ovlivnit výsledný elektromyogram (Konrad, 2006).

Vliv tkáně a jejího prokrvení

Tkáň mezi svalem a elektrodou má velký efekt filtru typu dolní propust'. To znamená, že vysokofrekvenční signály převážně ze svalových vláken, která jsou hlouběji uložena, jsou utlumeny. Tlumivý účinek vysokofrekvenčního signálu roste exponenciálně se vzdáleností svalových vláken od elektrody. Může být indukován také zvýšením prokrvení svalové tkáně během kontrakce. Kromě prokrvení tkáně může EMG signál ovlivnit dehydratace, změny v metabolismu kationtů sodíku a únava (Robertson et al., 2014).

Cross talk

Aplikovaná elektroda má za úkol zaznamenat EMG svalu ležícího pod elektrodou, přibližně 10–20 % EMG signálu je ale generováno okolními svaly. Tento jev se nazývá cross talk (De Luca & Merletti, 1988). Důvodem je fakt, že sval má vlastnost vést elektrický proud bez ohledu na zdroj tohoto elektrického signálu (Robertson et al., 2014). Jedná se o problém, který je pozorovatelný hlavně u povrchové EMG (Criswell, 2011). Cross talk vzniká hlavně v případech, kdy svalové břicho analyzovaného svalu je malé a nachází se v blízkosti velkého svalu (Winter, 2009). S vyšším množstvím podkožního tuku se riziko cross talk může také zvýšit, např. u EMG m. gluteus maximus. Z tohoto důvodu je tento jev pozorován častěji u žen a dětí (Solomonow et al., 1994). Existuje několik metod, jak identifikovat popř. minimalizovat cross talk. Lze jej minimalizovat použitím elektrod s vyššími selektivními vlastnostmi. Např. drátové elektrody mají menší oblast zaznamenávaného signálu než povrchové elektrody (Robertson et al., 2014). Další z možných variant,

jak odhalit a minimalizovat cross talk, je provést před vlastním experimentem svalovou kontrakci pozorovaného svalu, aniž by se zaktivizovaly sousední svaly. Pro mnohé jedince tato volní kontrakce samotného pozorovaného svalu může být obtížná, proto může pomoci vizuální zpětná vazba, kdy proband může sledovat aktuální EMG signál. Elektrody umístěné na pozorovaný sval a také na přilehlé svaly mohou odhalit, zdali je EMG signál zaznamenáván z okolních svalů. Problémem však je, že existuje mnoho případů, kdy tuto metodu nelze použít (Winter, 2009; Winter, Fuglevand, & Archer, 1994). Další možností, jak odhalit cross talk, je analyzovat závislost dvou EMG signálů (sousedních svalů) pomocí vzájemné korelace, kdy je zjišťována závislost těchto signálů v souvislosti s časovým zpožděním jednoho ze signálů (Etnyre & Abraham, 1988). Cross talk lze minimalizovat použitím tří elektrod sériově zapojených do dvou zesilovačů. Signál z těchto dvou zesilovačů slouží jako vstup do třetího diferenciálního zesilovače. Tato dvojitě diferenciální technika záznamu signálu může tlumit signály ze vzdálenějších zdrojů a redukovat tak potencionální cross talk (Koh & Grabiner, 1992).

Délka svalu a hloubka uložení

Míra šíření akčního potenciálu se mění s délkou svalu. Se svalovou extenzí dochází ke snížení rychlosti vedení EMG signálu. Příčinnou snížení rychlosti vedení signálu je zmenšení průměru svalového vlákna během svalové extenze (Morimoto, 1986), dochází také ke snížení amplitudy EMG (Gerilovsky, Tsvetinov, & Trenkova, 1986). Studie autora Okada (1987) zkoumala délku svalu na frekvenci EMG signálu u m. biceps brachii. S narůstající extenzí docházelo lineárně ke snižování frekvence EMG signálu.

EMG signál hlubokých svalů je daleko hůře detekovatelný než signál svalů, ležících blíže povrchu. Z toho důvodu je povrchová EMG určena převážně pro svaly ležící blíže povrchu. Roli zde může hrát také typ svalových vláken. Svaly uložené v hlubších vrstvách mají větší poměr svalových vláken typu I (pomalá oxidativní vlákna), která se uplatňují při vytrvalostních zátěžích s nižší intenzitou. V povrchových vrstvách je větší zastoupení vláken typu II (rychlá glykolytická vlákna), která se uplatňují při silových a rychlostních zátěžích s maximální intenzitou. Tato vlákna také generují větší akční potenciál

než vlákna typu I, což je další vysvětlení, proč hluboké svaly jsou daleko hůře detekovatelné, než svaly ležící na povrchu (Robertson et al., 2014).

2.5 Spiroergometrie

2.5.1 Zátěžové vyšetření na běhacím koberci

Mezi běžně měřené parametry ve fyziologii zátěže patří intenzita zatížení. Existuje více metod jak vyjádřit intenzitu zatížení, např. pomocí spotřeby kyslíku, pomocí srdeční frekvence nebo pomocí energetického výdeje (Porcari, Bryant, & Comana, 2015). Při měření odezvy organismu na pohybovou aktivitu v laboratorním prostředí je nezbytné, aby manipulace s intenzitou zátěže byla měřitelná. Ergometry jsou přístroje, které umožňují manipulovat intenzitou zatížení a měřit ji. Nejčastěji se používá běhací koberec a bicyklový ergometr. Běhací koberec má několik výhod. Většina lidí zde může dosáhnout vyšší maximální naměřené fyziologické hodnoty (peak) (Kenney et al., 2012). Avšak někteří sportovci dosahují vyšších hodnot na bicyklovém ergometru. Jedná se o ty případy, kdy pohyb na bicyklovém ergometru více odpovídá dané disciplíně (závodní cyklistika) (Kenney et al., 2012; Ricci & Leger, 1983). Autoři Hermansen, Ekblom a Saltin (1970) udávají rozdíl v maximální spotřebě kyslíku mezi testováním na běhacím koberci a na bicyklovém ergometru 6 % ($n = 13$). Autoři Hermansen a Saltin (1969) ve své studii zmiňují, že tento rozdíl záleží na fyzické zdatnosti jedinců a také na typu sportovní aktivity, které se věnují. Rozdíl v maximální spotřebě kyslíku mezi testováním na běhacím koberci a na bicyklovém ergometru uvádějí 18,7 % až -3,9 % ($n = 55$). Mezi nevýhody běhacího koberce patří vyšší pořizovací cena a větší rozměr. Také monitorování krevního tlaku je ztíženo v porovnání s bicyklovým ergometrem. U bicyklového ergometru během zatížení do *vita maxima* může docházet k předčasné únavě dolních končetin. Z toho důvodu bývá test ukončen dříve, ještě před dosažením fyziologického maxima (Kenney et al., 2012).

2.5.2 Základní kardiovaskulární ukazatele reakce na zátěž

Úkol kardiovaskulárního systému spočívá v zajištění transportu živin a kyslíku ke tkáním, plní ochrannou funkci a podílí se na odvodu odpadních látek. Během pohybové aktivity však vzniká mnoho akutních požadavků na tento systém (Wilmore & Costill, 2004). Mezi kardiovaskulární ukazatele zátěže patří srdeční frekvence, variabilita srdeční frekvence, krevní tlak a elektrokardiogram (Porcari et al., 2015; Routledge, Campbell, McFetridge-Durdle, & Bacon, 2010). Vzhledem k zaměření této práce jsou poznatky orientovány na srdeční frekvenci.

Srdeční frekvence

Při pohybové aktivitě dochází ke zvýšení utilizace kyslíku a živin pracujícími svaly a také ke zvýšení tvorby odpadních látek. Při akutní odpovědi organismu na zátěž se změny projeví u srdeční frekvence, systolického objemu, minutového výdeje srdečního, krevního tlaku, prokrvení a u složení krve (Wilmore & Costill, 2004). Srdeční frekvence je parametr lehce měřitelný, který dobře informuje o míře fyziologického stresu organismu během zatížení. Je to vhodný indikátor dávající informaci o relativní intenzitě zatížení, protože se mění proporčně s velikostí intenzity zatížení. Maximální srdeční frekvence (SF_{max}) je hodnota, kterou lze dosáhnout při maximální intenzitě zatížení. Tato hodnota však s věkem pomalu klesá (Kenney et al., 2012).

Řízení a regulace srdeční frekvence

Sinoatriální uzel je hlavním iniciátorem vzruchů v myokardu. Je součástí převodního systému srdečního, který dále tvoří atrioventrikulární uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna. Tyto útvary se podílejí na vzniku a šíření vzruchů v myokardu. Schopnost srdce samovolně generovat vzruchy se nazývá automacie (Thibodeau & Patton, 2007). Dále existují vnější faktory, které regulují činnost srdce. Jedním z hlavních faktorů, je autonomní nervový systém. Jeho sympatická a parasympatická větev inervuje sinoatriální uzel a atrioventrikulární uzel. Sympatická a parasympatická větev působí proti sobě, kdy parasympatikus snižuje srdeční frekvenci, zatímco sympatikus zvyšuje srdeční frekvenci. Dalším faktorem ovlivňujícím srdeční frekvenci je endokrinní

system. Řízení probíhá pomocí hormonů adrenalinu a noradrenalinu patřících mezi katecholaminy, které jsou produkovány nadledvinkami. Jedná se o stresové hormony, které se vyplavují při zátěži a zvyšují srdeční frekvenci (adrenalin) a velikost kontrakce myokardu (noradrenalin). Řízení se děje pomocí chemoreceptorů (koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého) a baroreceptorů (analyzující krevní tlak) v cévách, které vysílají signály do centrální nervové soustavy (Kraemer, Fleck, & Deschenes, 2012).

Minutový výdej srdeční

Množství krve vypuzené levou komorou za jednu minutu se nazývá minutový výdej srdeční. Vypočítá se vynásobením srdeční frekvence a systolického objemu. Klidová hodnota u dospělého muže dosahuje přes $5 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$. Z toho vyplývá, že v klidu srdce může přečerpávat každou minutu veškerý objem krve v lidském těle. Minutový výdej srdeční není konstantní, ale dynamicky se mění podle aktuálních potřeb organismu. Při maximální intenzitě zatížení může minutový výdej srdeční dosahovat hodnot $21 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$, u vysoce trénovaných osob až na $35 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$ (Saladin, Sullivan, & Gan, 2015). Klidová hodnota systolického objemu u zdravého dospělého muže je $70 \text{ ml} \cdot \text{tep}^{-1}$. Při pohybové aktivitě systolický objem se SF narůstá nad $100 \text{ ml} \cdot \text{tep}^{-1}$. Maxima dosahuje u běžné populace mezi 40 % až 60 % maximální spotřeby kyslíku. Při dalším zvyšování intenzity zatížení se nárůst systolického objemu srdečního zpomaluje a může dosáhnout plató (Porcari et al., 2015).

Využití srdeční frekvence v tréninkovém procesu

Pomocí Karvonenovy metody je možné stanovit cílovou (tréninkovou) srdeční frekvenci (SF_c), jejíž relativní hodnota odpovídá relativní hodnotě spotřeby kyslíku. Maximální srdeční frekvenci lze odhadnout výpočtem $220 - \text{věk}$. Rozdíl mezi SF_{\max} a klidovou srdeční frekvencí (SF_{klid}) (srdeční frekvence naměřená v klidovém stavu) se nazývá maximální tepová rezerva (MTR). Pokud trénink má probíhat na úrovni např. 75 % $VO_{2\max}$, tak cílová srdeční frekvence se vypočítá následující rovnicí (Karvonen, Kentala, & Mustala, 1957; Kent, 2012):

$$SF_{c \text{ pro } 75 \% VO_{2\max}} = (MTR \times 0,75) + SF_{\text{klid}}$$

Tréninkové zóny s využitím srdeční frekvence

Tréninkové zóny se u různých autorů liší. Na začátku je důležité si stanovit, co je cílem tréninkového programu a podle toho zvolit intenzitu zatížení (zónu). V případě chůze pro udržování dobrého zdravotního stavu je vhodné trénovat na úrovni 50–60 % SF_{max} . Pro snižování hmotnosti ve smyslu úbytku tukových zásob je optimální tréninková zóna 60–70 % SF_{max} . Pro zvýšení kondice se má tepová frekvence pohybovat v zóně 70–80 % SF_{max} . Zóna 80–100 % SF_{max} odpovídá závodní chůzi a je vhodná pro závodníky a vrcholové sportovce (Burke, 1998). Nezbytná je také délka trvání pohybové aktivity. V případě dospělé populace (18–64 let) Světová zdravotnická organizace doporučuje pro udržení dobrého zdravotního stavu minimálně cvičení střední intenzity zatížení po dobu 150 minut týdně. Pro vyšší přínos pro lidské zdraví je toto doporučení zvýšeno na 300 min týdně (WHO, 2010). Americká vládní agentura Centers for disease control and prevention (CDC) definuje střední intenzitu zatížení jako 50–70 % SF_{max} (CDC, 2015).

2.5.3 Základní spiroergometrické ukazatele

Respirační systém společně s kardiovaskulárním systémem jsou nezbytné k transportu kyslíku k tkáním lidského těla, kde probíhá aerobní metabolismus za vzniku oxidu uhličitého, který je těmito systémy vylučován z tkání i z lidského těla. Dýchání (respirace) se dělí na dva základní typy: zevní (plicní) dýchání a vnitřní dýchání. Při zevním dýchání dochází k výměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi plícemi a krví. Při vnitřním dýchání dochází k výměně plynů mezi krví a tkáněmi a to na úrovni buněk (Kraemer et al., 2012).

Mezi základní spiroergometrické ukazatele patří spotřeba kyslíku (VO_2), produkce oxidu uhličitého a minutová ventilace vypočítaná z dechové frekvence a dechového objemu. Ostatní parametry (maximální spotřeba kyslíku (VO_{2max}), respirační kvocient, ventilační ekvivalent pro kyslík atd.) se dají změřit nebo odvodit ze základních spiroergometrických ukazatelů (Wonisch et al., 2003).

Spotřeba kyslíku ve vztahu k energetickému výdeji

Přibližně 40 % energie je spotřebováno při metabolismu adenosintrifosfátu (ATP), jako hlavní formy uchování energie v buňkách. Zbýlých 60 %

je přeměněno v teplo. Metoda k analýze energetických požadavků organismu, kterou lze změřit veškeré aerobní pochody a také uvolňující se teplo, se nazývá přímá kalorimetrie. Přestože přístroje k měření přímé kalorimetrie dokážou přesně změřit celkové množství vydané energie, mají několik nevýhod. Jejich pořizovací cena je vysoká, měření musí probíhat dlouhou dobu a přístroje nedokážou rychle zareagovat na změny energetického výdeje (Kenney et al., 2012).

Ve fyziologii zátěže je vhodnou metodou pro měření energetického výdeje nepřímá kalorimetrie. Energetický výdej lze kvantifikovat na základě spotřeby kyslíku a výdeje oxidu uhličitého (Porcari et al., 2015). Množství energie, která se uvolní při spotřebě 1 litru kyslíku, se nazývá energetický ekvivalent kyslíku. Jeho průměrná hodnota je $20,3 \text{ kJ} \cdot \text{l}^{-1}$. Jeho hodnota záleží na složení potravy, která je oxidována (Caballero, Allen, & Prentice, 2005). Klidová spotřeba kyslíku u člověka je přibližně $3,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, což odpovídá jedné jednotce metabolického ekvivalentu (MET). Pro velkou část populace je intenzita zatížení vyjádřená v MET lépe představitelná, než intenzita zatížení vyjádřená ve spotřebě kyslíku (Kenney et al., 2012; Porcari et al., 2015). Dalšími metodami pro nepřímé měření energetického výdeje, které jsou vhodné pro běžnou populaci, je použití monitorů srdeční frekvence, pedometrů a akcelerometrů, které mohou zobrazovat spotřebované kalorie. Pro snížení hmotnosti o 0,45 kg, což odpovídá 3500 kcal, je doporučeno snížit denní příjem energie o 250 kcal a zvýšit energetický výdej o 250 kcal. Rozdíl 500 kcal způsobí, že za týden klesne hmotnost o 0,45 kg (Porcari et al., 2015).

2.5.4 Subjektivní vnímání fyzické zátěže

Pro tuto formu vyjádření intenzity fyzické zátěže se používá zkratka RPE (Ratings of Perceived Exertion). Vznikla na konci 70. a počátkem 80. let. V současné době se používají dvě stupnice: 6–20 a 0–10, kdy nižší hodnoty vyjadřují nižší intenzitu zatížení (Porcari et al., 2015). Klasická Borgova škála v rozsahu 6–20 byla navržena, aby se zvyšující intenzitou zátěže rostla lineárně se srdeční frekvencí. Hodnoty Borgovy škály vynásobené 10 by měly přibližně odpovídat aktuální srdeční frekvenci. Škála v rozsahu 0–10 se v posledních letech používá více, protože je jednodušší a probandi jsou schopni lépe vnímanou

intenzitu zatížení vyjádřit (Borg, 1990). Borgovy škály korelují se spotřebou kyslíku ($r_p = 0,63$) a se srdeční frekvencí ($r_p = 0,62$) (Chen, Fan, & Moe, 2002). RPE systém dobře vypovídá o intenzitě zatížení u 90 % lidí. Lidé s významným sedavým životním stylem mají problém užívat stupnici RPE, protože jakákoliv intenzita zatížení se jim zdá velmi těžká. Na druhou stranu osoby, které dokáží vyvinout velkou fyzickou sílu, hodnoty na stupnici mají tendenci podceňovat. Stupnice 0–10 lze v praxi použít při kvantifikaci tréninkového objemu u vytrvalců a srovnat jednotlivé týdny, kdy RPE tréninkové jednotky je vynásobeno její délkou a frekvencí (počtem tréninkových jednotek v týdnu) (Porcari et al., 2015). Hodnoty subjektivního vnímání fyzické zátěže pomocí Borgovy škály.

2.6 Axiální síly opory o hůl

V posledních letech vzrůstá počet studií, které zkoumají podíl horních končetin na lokomoci, jako je například běžecké lyžování nebo NW (Bortolan, Pellegrini, & Schena, 2009). Síly vyvíjené horními končetinami byly v těchto studiích měřeny několika metodami. První studie analyzovaly síly vyvíjené horními končetinami u běžců na lyžích v terénu na sněhu. Pro možnost analýzy vertikální a horizontální složky síly byly umístěny čtyři podélné silové plošiny pod sněhovou běžeckou stopu, kdy vnější plošiny analyzovaly síly vyvíjené horními končetinami na běžecké hole a dvě vnitřní plošiny analyzovaly síly vyvíjené dolními končetinami na běžecké lyže (Komi, 1987). Další metodou testování v terénu bylo zabudování tenzometru do hole a malé silové plošiny do lyže pro běžecké lyžování (Pierce et al., 1987). Postupem času autoři studií začali pro měření používat kolečkové lyže, kdy byl zabudován tenzometr do holí a také do lyží (Millet, Hoffman, Candau, & Clifford, 1998; Street & Frederick, 1995). U studie zabývající se vlivem délky holí na velikost sil generovaných horními končetinami byly složky síly diagnostikovány pomocí silových plošin v laboratorním prostředí (Nilsson, Jakobsen, Tveit, & Eikrehagen, 2003). Novější studie zkoumaly axiální síly opory o hůl pomocí tenzometrů zabudovaných v holích, kdy zátěžový protokol se odehrával na kolečkových lyžích na běhacím koberci. Analyzovány byly časové a silové parametry (Holmberg, Lindinger,

Stoggl, Eitzlmair, & Muller, 2005; Lindinger & Holmberg, 2011; Nilsson, Tinmark, Halvorsen, & Arndt, 2013; Pellegrini, Bortolan, & Schena, 2011; Stoggl & Holmberg, 2011).

Axiální síly opory o hůl v průběhu severské chůže

Jedna z prvních studií analyzující síly generované horními končetinami na hole během NW zkoumala vliv povrchu (beton, umělá atletická dráha a trávník), na kterém se probandí pohybovali, na spotřebu kyslíku, krevní laktát a axiální síly opory o hůl. Různé typy povrchu však neměly na síly generované horními končetinami významný vliv (Schiffer, Knicker, Dannohl, & Struder, 2009). Následovaly studie zkoumající velikost sil generovaných horními končetinami na odlehčení kolenního kloubu během NW (Jensen et al., 2011) a vliv hmotnosti holí na síly generované horními končetinami (Schiffer, Knicker, Montanarella, & Struder, 2011), kdy s vyšší hmotností hole se zvyšovala maximální síla fáze opory o hůl. Studie autorů Pšurný, Janura, Krejčí a Jakubec (2013) se zabývala vlivem rychlosti chůže a sklonu podložky na síly generované horními končetinami. Ze závěrů vyplývá, že při zvýšení rychlosti chůže jsou síly generované horními končetinami vyšší, zatímco zvýšení sklonu podložky síly neovlivnilo.

Správné provedení techniky NW je nezbytný požadavek pro maximalizaci benefitů, které tato pohybová aktivita poskytuje. To je jeden z důvodů, proč je stále vyvíjena dokonalejší technologie pro monitorování sil generovaných horními končetinami během NW. Na katedře strojního a leteckého inženýrství Polytechnické univerzity Turín vyvinuli technologii, která je schopna kromě axiálních sil opory o hůl analyzovat náklon hole během fáze opory o hůl. Má v sobě také zabudován GPS modul pro monitoring ušlé vzdálenosti a velikosti převýšení (Mocera, Aquilino, & Somà, 2018).

3 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této práce bylo porovnání biomechanických a fyziologických parametrů během chůze a NW při různé rychlosti pohybu a sklonu podložky za účelem přesnější klasifikace biomechanické a fyziologické náročnosti severské chůze. Dlouhodobá perspektiva práce spočívá v zajištění důležitých informací pro optimalizaci preventivních, tréninkových a intervenčních programů u dospělých osob s využitím severské chůze.

3.2 Dílčí cíle

1. Analyzovat svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius) během chůze a severské chůze při různé rychlosti pohybu (přirozená rychlost, přirozená rychlost navýšená o 10 % a přirozená rychlost navýšená o 20 %) a při různém sklonu podložky (horizontální rovina a 8% stoupání).
2. Analyzovat vliv rychlosti pohybu (přirozená rychlost, přirozená rychlost navýšená o 10 % a přirozená rychlost navýšená o 20 %) a sklonu podložky (horizontální rovina a 8% stoupání) na spiroergometrické parametry (spotřeba kyslíku a srdeční frekvence) a na subjektivní vnímání fyzické zátěže během severské chůze pomocí Borgovy škály.
3. Analyzovat axiální síly a časové parametry (maximální síla fáze opory o hůl, průměrná síla fáze opory o hůl, průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu, impuls síly fáze opory o hůl, frekvence krokového cyklu, doba opory o hůl, relativní doba opory o hůl) opory o hůl během severské chůze při různé rychlosti pohybu (přirozená

rychlost, přirozená rychlost navýšená o 10 % a přirozená rychlost navýšená o 20 %) a sklonu podložky (horizontální rovina a 8% stoupání).

3.3 Hypotézy

H1₀: Svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius) se při chůzi a při severské chůzi neliší.

H1_a: Svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius) je při chůzi a při severské chůzi odlišná.

závisle proměnná: *normalizovaná svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin*

nezávisle proměnná: *typ chůze*

H2₀: Změna rychlosti pohybu při chůzi neovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

H2_a: Změna rychlosti pohybu při chůzi ovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

závisle proměnná: *normalizovaná svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin*

nezávisle proměnná: *rychlost pohybu*

H3₀: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi neovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

H3_a: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi ovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

závisle proměnná: *normalizovaná svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin*

nezávisle proměnná: *rychlost pohybu*

H4₀: Změna sklonu podložky při chůzi neovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

H4_a: Změna sklonu podložky při chůzi ovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

závisle proměnná: *normalizovaná svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin*

nezávisle proměnná: *sklon podložky*

H5₀: Změna sklonu podložky při severské chůzi neovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

H5_a: Změna sklonu podložky při severské chůzi ovlivňuje svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris caput longum, m. gluteus medius).

závisle proměnná: *normalizovaná svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin*

nezávisle proměnná: *sklon podložky*

Komentář k hypotézám H1, H2, H3, H4 a H5

Pro analýzu svalové aktivity bylo vybráno 6 svalů na každé dolní končetině, kdy kyčelní, kolenní a hlezenní kloub byl zastoupen alespoň 2 svaly, které jsou vůči sobě v antagonistickém vztahu (viz kapitola 4.1 Povrchová elektromyografie). Krokový cyklus byl rozdělen do čtyř fází: první polovina stojné fáze (ST1), druhá polovina stojné fáze (ST2), první polovina švihové fáze (SW1) a druhá polovina švihové fáze (SW2) (Isakov, Keren, & Benjuya, 2000). V případě, že svalová aktivita byla odlišná aspoň u jedné fáze kteréhokoliv svalu, bylo to považováno za důvod k zamítnutí nulové hypotézy.

H6₀: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi neovlivňuje spiroergometrické parametry.

H6_a: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi ovlivňuje spiroergometrické parametry.

závisle proměnná: spotřeba kyslíku, srdeční frekvence

nezávisle proměnná: rychlost pohybu

H7₀: Změna sklonu podložky při severské chůzi neovlivňuje spiroergometrické parametry.

H7_a: Změna sklonu podložky při severské chůzi ovlivňuje spiroergometrické parametry.

závisle proměnná: spotřeba kyslíku, srdeční frekvence

nezávisle proměnná: sklon podložky

Komentář k hypotézám H6 a H7

Spotřeba kyslíku [$\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$] a srdeční frekvence [$\text{tep}\cdot\text{min}^{-1}$] spolu silně korelují ($r_p = 0,74$) v pásmu 50 % až 80 % maximální srdeční frekvence (Kenney et al., 2012). Z toho důvodu existoval předpoklad, že změna u jednoho parametru bude doprovázena změnou druhého parametru. Důvod pro zamítnutí nulové hypotézy však bylo nalezení rozdílu alespoň u jednoho z obou parametrů.

H8₀: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi neovlivňuje subjektivní vnímání fyzické zátěže.

H8_a: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi ovlivňuje subjektivní vnímání fyzické zátěže.

závisle proměnná: subjektivní vnímání fyzické zátěže pomocí Borgovy škály

nezávisle proměnná: rychlost pohybu

H9₀: Změna sklonu podložky při severské chůzi neovlivňuje subjektivní vnímání fyzické zátěže.

H9_a: Změna sklonu podložky při severské chůzi ovlivňuje subjektivní vnímání fyzické zátěže.

závisle proměnná: subjektivní vnímání fyzické zátěže pomocí Borgovy škály

nezávisle proměnná: sklon podložky

Komentář k hypotézám H8 a H9

Hodnoty subjektivního vnímání fyzické zátěže pomocí Borgovy škály korelují se spotřebou kyslíku ($r_p = 0,63$) a se srdeční frekvencí ($r_p = 0,62$) (Chen, Fan, & Moe, 2002). Z toho důvodu existoval předpoklad, že se subjektivní vnímání fyzické zátěže pomocí Borgovy škály bude měnit společně se spiroergometrickými parametry.

H10₀: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi neovlivňuje axiální síly opory o hůl.

H10_a: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi ovlivňuje axiální síly opory o hůl.

závisle proměnná: maximální síla fáze opory o hůl, průměrná síla fáze opory o hůl, průměrná síla fáze opory o hůl vztahovaná k době trvání krokového cyklu, impuls síly fáze opory o hůl

nezávisle proměnná: rychlost pohybu

H11₀: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi neovlivňuje časové parametry opory o hůl.

H11_a: Změna rychlosti pohybu při severské chůzi ovlivňuje časové parametry opory o hůl.

závisle proměnná: *frekvence krokového cyklu, doba opory o hůl, relativní doba opory o hůl*

nezávisle proměnná: *rychlost pohybu*

H12₀: Změna sklonu podložky při severské chůzi neovlivňuje axiální síly opory o hůl.

H12_a: Změna sklonu podložky při severské chůzi ovlivňuje axiální síly opory o hůl.

závisle proměnná: *maximální síla fáze opory o hůl, průměrná síla fáze opory o hůl, průměrná síla fáze opory o hůl vztahovaná k době trvání krokového cyklu, impuls síly fáze opory o hůl*

nezávisle proměnná: *sklon podložky*

H13₀: Změna sklonu podložky při severské chůzi neovlivňuje časové parametry opory o hůl.

H13_a: Změna sklonu podložky při severské chůzi ovlivňuje časové parametry opory o hůl.

závisle proměnná: *frekvence krokového cyklu, doba opory o hůl, relativní doba opory o hůl*

nezávisle proměnná: *sklon podložky*

Komentář k hypotézám H10, H11, H12 a H13

Důvod pro zamítnutí nulové hypotézy nastal ve chvíli, kdy byl nalezen rozdíl alespoň u jednoho parametru v rámci dané hypotézy.

4 METODIKA

Předkládaná dizertační práce se zabývá vlivem externích faktorů na biomechanické a fyziologické parametry severské chůze a chůze. Je založená na laboratorním výzkumu, při kterém byly sledovány deskriptivně asociační vztahy. Z formálního hlediska je možné výzkum klasifikovat jako observační analytickou studii – průřezovou (Grimes & Schulz, 2002).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 22 zdravých mužů, kteří v posledním roce neprodělali vážné zranění pohybového aparátu či vážnou nemoc. Jednalo se o studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UP), kteří dobrovolně participovali na výzkumu. U tohoto souboru bylo možné předpokládat vyšší úroveň motorických schopností i fyzické zdatnosti v porovnání s běžnou populací. Základní antropometrické a fyziologické charakteristiky měřeného souboru uvádí tabulka 1. Probandi byli poučeni, aby se zdrželi fyzicky náročné činnosti a požívání alkoholu nejméně 24 hodin před laboratorním vyšetřením a aby byli dostatečně odpočatí. Byli také požádáni, aby 2 hodiny před vyšetřením nejedli.

Tabulka 1. Základní antropometrické a fyziologické charakteristiky měřeného souboru

Charakteristika souboru	Soubor (n = 22)	
	M	SD
věk [roky]	22,8	1,4
výška [cm]	179,5	5,1
hmotnost [kg]	74,2	5,3
BMI [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$]	23,1	1,9
VO_2max [$\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$]	54,8	5,4
tělesný tuk [%]	11,0	3,0
kosterní svalstvo [%]	50,9	1,7

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *n* – počet probandů, *BMI* – Body Mass Index, *VO₂max* – maximální spotřeba kyslíku

4.2 Metody a měřící zařízení

K realizaci této studie bylo použito více metod z oblasti biomechaniky a fyziologie zátěže, aby bylo možno sledovat reakci organismu při změně externích podmínek během NW a W. Součástí přípravné fáze výzkumu bylo zjištění přirozené rychlosti NW pomocí fotobuněk a vytvoření základní antropometrické charakteristiky pomocí bioelektrické impedanční metody. Mezi biomechanické metody, které byly použity v hlavní části výzkumu, patřila diagnostika svalové aktivity vybraných svalů na dolních končetinách pomocí povrchové EMG a systém pro měření axiálních sil opory o hůl. Oblast fyziologie zátěže byla zastoupena spiroergometrickým vyšetřením. V rámci doplňkového šetření bylo zjišťováno subjektivní vnímání fyzické zátěže pomocí Borgovy škály (Borg, 1990).

4.2.1 Fotobuňky pro měření rychlosti

Přirozená rychlost severské chůze byla změřena pomocí fotobuněk FiTRO Light Gates (FiTRONiC s.r.o., Bratislava, Slovenská republika). Přístroj se skládal ze dvou bran, kdy každá brána byla tvořena fotobuňkou, naproti které byla umístěna odrazka. Fotobuňka a odrazka každé brány byly připevněny na stativy do stejné výšky, které byly umístěny na vzdálenost 4 m, což bylo v souladu s manuálem pro měření (FiTRONiC, n.d.). Do programu byla zadána vzdálenost mezi branami stanovená měřícím pásmem. Přístroj zaznamenával rychlost s přesností na $0,01 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Hodnoty byly převedeny na $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ a následně zprůměrovány.

4.2.2 Bioelektrická impedanční metoda

Pro měření antropometrických parametrů byl použit antropometr P-375 (Trystom, spol. s r.o., Olomouc, Česká republika) ke stanovení výšky ve stoji s přesností 0,1 cm. Následovalo antropometrické vyšetření multifrekvenčním přístrojem InBody720 (BioSpace Co., Ltd., Soul, Jižní Korea), kde tělesná hmotnost byla stanovena s přesností na 0,1 kg.

Multifrekvenční bioelektrická analýza je neinvazivní metoda využívající vysokofrekvenční střídavý elektrický proud nízké intenzity (100 μ A a 500 μ A) o šesti různých frekvencích (1–1000 kHz), který se šíří v různých biologických strukturách a měří jejich impedanci. Hodnoty impedance jsou následně použity pro odhad jednotlivých tělesných složek. Přístroj disponuje 8 bodovými dotykovými elektrodami, které jsou umístěny na dlani ruky, palci ruky, na předním segmentu nohy a na patě, a to jak pravých, tak levých končetin. Měření trvalo přibližně 2 minuty, bylo realizováno naboso, ve spodním prádle a bez kovových předmětů. Metoda, která byla použita, byla v souladu s normami danými manuálem přístroje (BioSpace, 2008).

4.2.3 Povrchová elektromyografie

Svalová aktivita byla měřena bezdrátovým zařízením Trigno Wireless System (TrignoTM Wireless System, Delsys Inc., Boston, MA, USA). Toto zařízení obsahovalo 16 bezdrátových senzorů velikosti 27 x 37 x 15 mm o hmotnosti 15 g. Snímací frekvence EMG signálu byla 4000 Hz při rozlišení 16 bit s dosahem až 40 m. Sensory byly schopny pracovat při plném nabití po dobu 8 hodin. Pohyb dolních končetin byl zaznamenáván videokamerou (Sony DCR-TRV, Sony, Tokio, Japonsko) se snímkovou frekvencí 50 Hz. Tento záznam byl synchronizován s výstupním signálem EMG a sloužil pro rozdělení signálů do jednotlivých krokových cyklů a určení oporové a bezoporové fáze.

Před aplikací senzorů byla kůže z důvodu redukce kožní impedance oholena, očištěna a zbavena kožního maziva a suché epidermis abrazivním gelem Nuprep[®] Skin Prep Gel (Weaver and Company, Aurora, CO, USA) a na závěr byla omyta mokrou a osušena suchou utěrkou. Zkušený fyzioterapeut určil palpační metodou střed svalového břicha kontrahovaného svalu, kde připevnil adhezivní páskou senzor tak, aby šipka vyznačená na senzoru byla rovnoběžně se svalovými vlákny. EMG signál byl zaznamenáván softwarem EMGworks Acquisition 4.1.7 (TrignoTM Wireless System, Delsys Inc., Boston, MA, USA).

Sledované svaly a jejich funkce

Svaly dolních končetin byly zvoleny tak, aby každý kloub, vyjma kloubů nohy, byl zastoupen aspoň dvěma svaly, které by byly v antagonistickém vztahu. Svalová aktivita byla měřena jak z pravé, tak z levé dolní končetiny.

M. gastrocnemius

Sval je součástí trojhlavého svalu lýtkového (m. triceps surae). Hlavní funkcí trojhlavého svalu lýtkového spočívá v plantární flexi nohy. M. gastrocnemius se také podílí na pomocné flexi v kolenním kloubu. Svalová aktivita pro účely tohoto výzkumu byla pořízena z m. gastrocnemius lateralis (Čihák, 2011; Přidalová & Riegerová, 2002).

M. tibialis anterior

Jeho funkce spočívá v dorzální flexi nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy (Čihák, 2011; Přidalová & Riegerová, 2002).

M. vastus medialis

Je součástí čtyřhlavého svalu stehenního (m. quadriceps femoris). Funkce čtyřhlavého svalu stehenního spočívá v extenzi kolenního kloubu, která je významným článkem při udržování vzpřímené postavy (posturální sval) (Čihák, 2011; Přidalová & Riegerová, 2002).

M. rectus femoris

Stejně jako m. vastus medialis je jednou ze složek čtyřhlavého svalu stehenního. Podílí se na extenzi kolenního kloubu a je také pomocným flexorem kyčelního kloubu (Čihák, 2011; Přidalová & Riegerová, 2002).

M. biceps femoris

Funkce svalu spočívá ve flexi kolenního kloubu a zevní rotaci bérce při flektovaném kolenu. Svalová aktivita pro účely tohoto výzkumu byla pořízena z caput longum (Čihák, 2011; Přidalová & Riegerová, 2002).

M. gluteus medius

Přední snopce svalu zodpovídají za vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, střední snopce zodpovídají za abdukci v kyčelním kloubu a zadní snopce za zevní rotaci v kyčelním kloubu (Čihák, 2011; Přidalová & Riegerová, 2002).

4.2.4 Spiroergometrické vyšetření

Touto metodou byla měřena výkonnost kardiorepiračního systému při zátěžovém testu do vita maxima a také při submaximálním zátěžovém testu během NW. Pro analýzu ventilovaného vzduchu dýchacího systému a výměny plynů byl použit přístroj Geratherm Respiratory GmbH (Geratherm Respiratory GmbH, Bad Kissingen, Německo) a pro záznam srdeční frekvence hrudní snímač Polar T31 (Polar Electro, Kempele, Finsko). Ventilovaný vzduch byl měřen s přesností na 0,01 l, výměna plynů na 0,001 l a srdeční frekvence na 1 tep·min⁻¹. Přístroj vyhodnocoval data každého dechového cyklu zvlášť a odesílal je do osobního počítače. Probandi toto měření absolvovali v lehkém sportovním oděvu a sportovní obuvi. Před začátkem prvního měření byla provedena kalibrace analyzátoru dechových plynů pomocí směsi plynů o známém poměru. Objemová kalibrace průtokového snímače pomocí průtokové pumpy byla prováděna před každým jednotlivým měřením. Následovalo nasazení vhodné masky na ústa a nos probanda a ověření její těsnosti. Poté byl do masky vložen průtokový snímač. Masky byly po každém testu omyty, desinfikovány a osušeny. Na holou hrud' probanda byl pod úroveň prsních svalů nasazen hrudní pás pro snímání srdeční frekvence, jehož elektrody byly předem navlhčeny pro zvýšení vodivosti kůže. Z důvodu bezpečnosti byl proband uchycen do prsního úvazku, který byl zavěšen na konstrukci nad běžeckým koberec. Úvazek sloužil k zachycení probanda při případném pádu. Tento systém měl také zabudován senzor, který by ihned zastavil běhací koberec.

Borgova škála

Subjektivní vnímání fyzické zátěže bylo zjišťováno pomocí patnáctibodové Borgovy škály (příloha 1). Toto šetření bylo provedeno po každém spiroergometrickém vyšetření NW, kdy byli probandí dotazováni na velikost vnímaného úsilí.

4.2.5 Měření axiální (reakční) síly opory o hůl

Pro měření axiálních sil opory o hůl (MPAF) byl použit systém složený ze dvou silových snímačů, elektronické vyhodnocovací jednotky, měřící karty (AD převodník) a osobního počítače se speciálně vyvinutým softwarovým vybavením (Katedra přírodních věd v kinantropologii, UP v Olomouci, Olomouc, Česká republika) (obrázek 5).



Obrázek 5. Systém MPAF (System for Monitoring of the Pole Axial Force in Nordic Walking) (Krejčí, Jakubec, Pšurný, & Janura, 2013)

Vysvětlivky: 1 – jednoosý tenzometr, 2 – kabel vedoucí z tenzometru, 3 – elektronická vyhodnocovací jednotka – zesilovač, 4 – kabel vedoucí zesílený signál, 5 – měřící karta (AD převodník), 6 – USB kabel vedoucí do osobního počítače. Během pořizování fotografie byl běhací koberec zastaven a bezpečnostní prsní úvazek byl odejmut.

Jednoosé tenzometry byly zabudovány do holí pro severskou chůzi BIRKI (BIRKI spol. s r.o., Jeseník, Česká republika). Hole byly rozříznuty těsně pod rukojetí, zkráceny o délku tenzometru a pod rukojeť byl připevněn samotný tenzometr (obrázek 6). Toto místo bylo zvoleno tak, aby bylo co nejvíce eliminováno případné navýšení hmotnosti na konci hole. Pod tenzometr byla našroubována odnímatelná spodní část hole (nástavec). K dispozici bylo

7 nástavců o různých délkách tak, aby hole bylo možné přizpůsobit výšce probanda. Výslednou délku holí bylo možné zvyšovat vždy o 5 cm v rozsahu 105–135 cm. Vzorkovací frekvence výstupního signálu tenzometrů byla 100 Hz a měřicí rozsah byl ± 1000 N. Tento systém byl kalibrovatelný pomocí sady kalibračních závaží v souladu s interním kalibračním postupem. Odchylky tenzometrů od linearit nepřesáhly 0,6 % v rozsahu měřené síly 0 až 400 N.

Před začátkem každého měření byla zvolena optimální délka nástavce a provedena kalibrace. Kable z tenzometrů byly vedeny do AD převodníku tak, aby probandovi nepřekážely v pohybu.



Obrázek 6. Jednoosý tenzometr vložený do hole (Krejčí et al., 2013)

Vysvětlivky: 1 – rukojeť hole, 2 – jednoosý tenzometr, 3 – spodní část hole (nástavec)

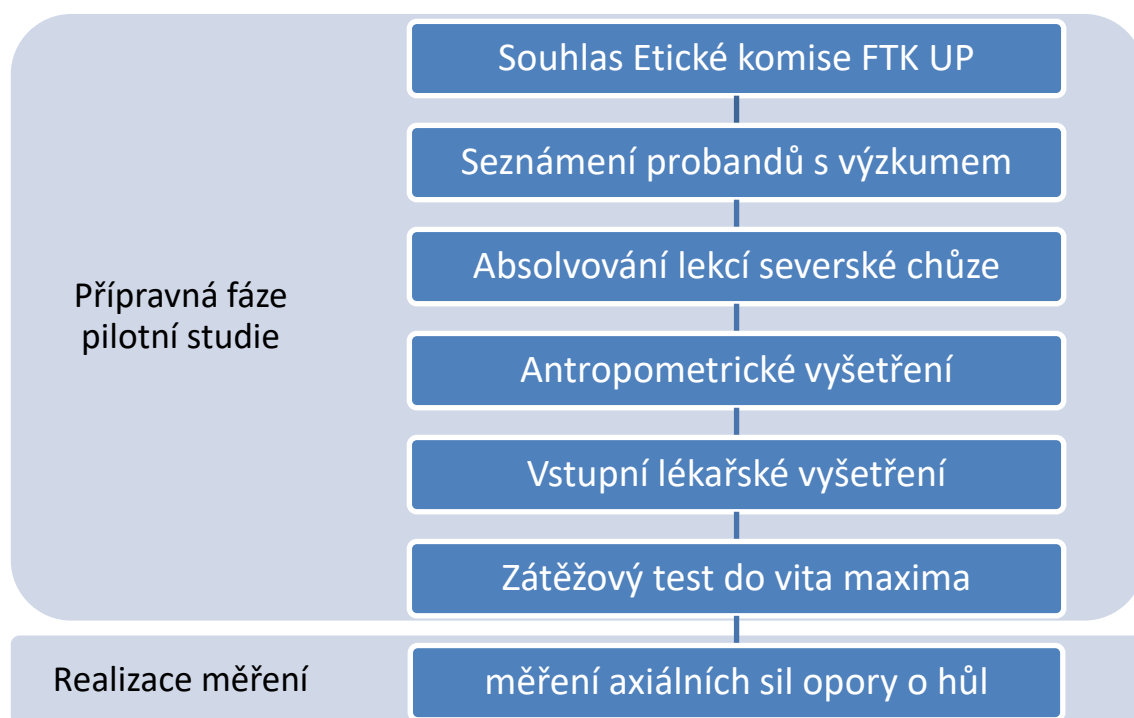
4.3 Průběh výzkumu

Předkládaná práce byla rozdělena do dvou částí na pilotní studii a studii II. V pilotní studii byl analyzován vliv rychlosti chůze a sklonu podložky na axiální síly opory o hůl během NW. Jejím úkolem bylo ověření proveditelnosti celého výzkumu použitím pouze jedné metody měření. Ve studii II byla použita

povrchová EMG vybraných svalů na dolních končetinách, provedena analýza axiálních sil opory o hůl a spiroergometrické vyšetření.

4.3.1 Pilotní studie

Pilotní studie se zúčastnilo 17 zdravých probandů – 10 mužů a 7 žen (věk $25,9 \pm 3,6$ let, hmotnost $70,6 \pm 11,5$ kg, výška $176 \pm 7,2$ cm). Přípravná fáze pilotní studie a studie II byly shodné. Proces měření axiálních sil opory o hůl byl shodný s procesem, který je popsán v kapitole „Spiroergometrické vyšetření a analýza axiálních sil a časových parametrů opory o hůl během NW“ s tím rozdílem, že probandi byli vystaveni 12 různým podmínkám, které vznikly ze čtyř rychlostí chůze ($6,0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $6,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $7,2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, $7,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) a třech sklonů podložky (horizontální rovina, stoupání 5 % a 8 %). Zátěžový protokol trval 17 min a byl složen s fáze zahřívací (5 min), fáze zátěže (10 min) a fáze zotavení (2 min). Proces pilotní studie znázorňuje obrázek 7.



Obrázek 7. Schéma přípravy a realizace pilotní studie

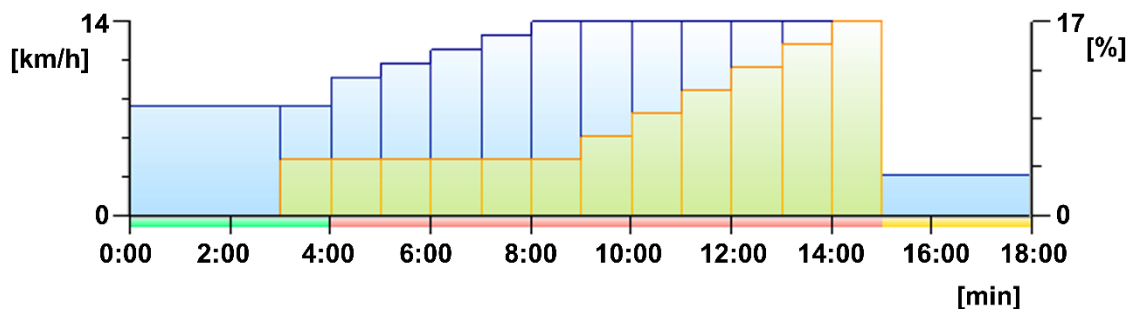
4.3.2 Přípravná fáze výzkumu

Na podzim roku 2012 bylo osloveno 30 studentů (mužů) FTK UP formou informačních letáků rozmístěných v prostorách fakulty, aby se podíleli na výzkumu biomechanických a fyziologických aspektů NW. Po schválení projektu Etickou komisí FTK UP (příloha 2) byli studenti podrobně informováni o průběhu výzkumu a podepsali Informovaný souhlas (příloha 3) s jejich participací na výzkumu. Veškerá měření (kromě terénního měření přirozené rychlosti NW) probíhala v laboratořích fyziologie zátěže FTK UP při relativně standardních laboratorních podmínkách (teplota 20–24 °C, relativní vlhkost 40–60 %), které byly zajištěny klimatizací a zvlhčovačem vzduchu.

Na začátku výzkumu probandi absolvovali dvě hodinové lekce NW pod vedením zkušeného lektora NW, kde jim byly vysvětleny principy a správná technika NW spojené s jejím nácvikem a výcvikem. Doporučená délka holí každého probanda byla stanovena jako 68 % jeho tělesné výšky (E. A. Hansen & Smith, 2009). Stanovená délka také platila pro všechna následující měření.

Následovalo antropometrické vyšetření segmentální bioelektrickou impedanční analýzou. Kvalifikovaný lékař provedl standardní vstupní vyšetření, při kterém nebyly zjištěny žádné příznaky akutních onemocnění, a dále dohlížel na laboratorní spiroergometrické vyšetření za podmínek *vita maxima* na běhacím koberci LODE Valiant (Lode, B. V. Medical Technology, Groningen, Holandsko). Na tomto běhacím koberci se realizovalo také měření.

Pro zatížení do *vita maxima* byl použit vlastní zátěžový protokol, který se skládal ze 3 fází. První zahřívací fáze trvala 4 minuty při rychlosti $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a sklonu 0 %. Sklon se ve 3. minutě zvýšil na 5 %. Následovala fáze zátěže, kdy se rychlost zvýšila na $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ po dobu jedné minuty. Každou následující minutu se rychlost zvyšovala o $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ až do $14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Od 9. minuty se každou minutu zvýšil sklon o 2 % až do vyčerpání jedince. Následovala fáze zotavení trvající 3 minuty, kdy rychlost koberce klesla na $3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a sklon 0 %. Schéma zátěžového protokolu do *vita maxima* znázorňuje obrázek 8. Cílem zatížení do *vita maxima* bylo testovanou osobu postupným zvyšováním zátěže vystavit podmínkám úplného vyčerpání.



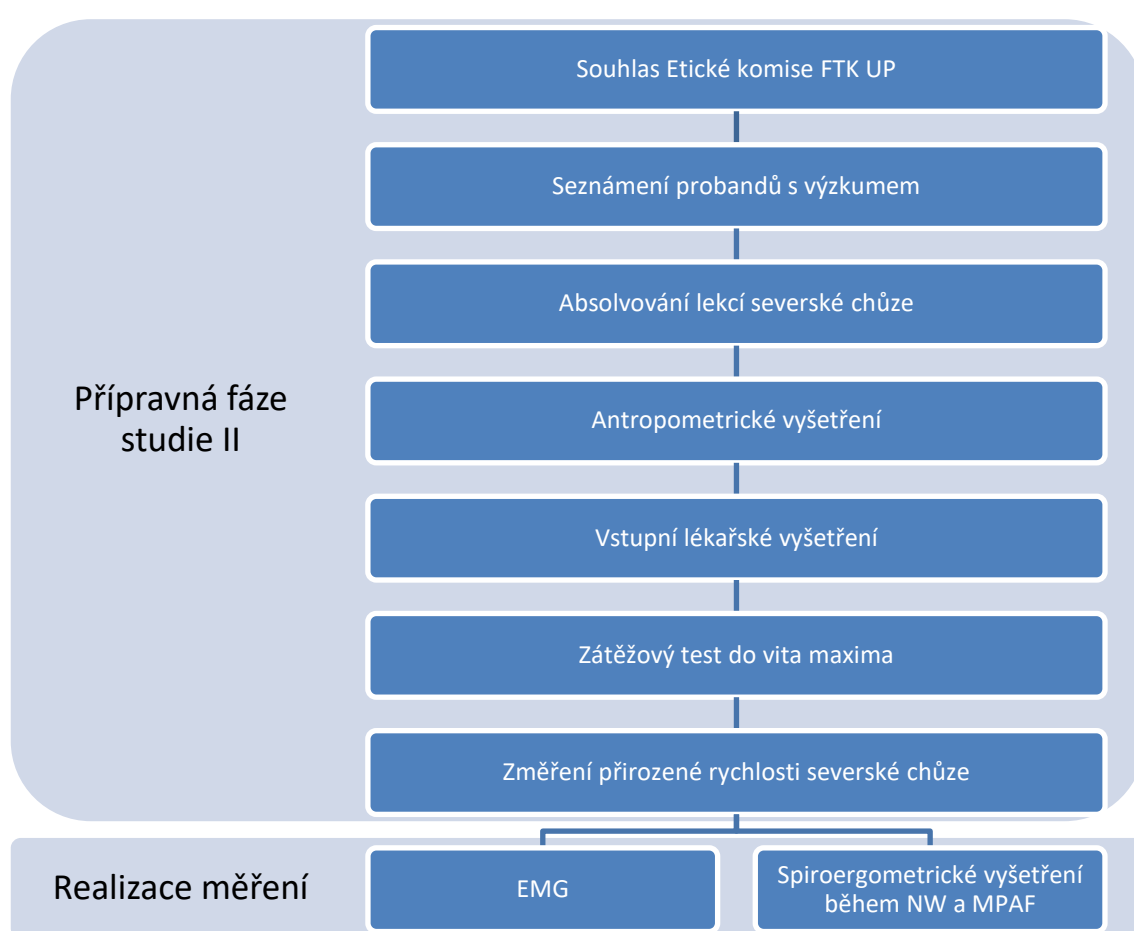
Obrázek 8. Schéma zátěžového protokolu do vita maxima

Vysvětlivky: Modré sloupce znázorňují změny velikosti rychlosti a žlutozelené sloupce změnu sklonu. Zelený úsek na vodorovné (časové) ose znázorňuje fázi zahřívací, červený fázi zátěže a žlutý fázi zotavení.

Podmínkou tohoto testu bylo dosažení fyziologického maxima mezi 8. a 12. minutou od spuštění testu. Kritériem pro dosažení maxima bylo dosažení respiračního koeficientu $>1,00$, maximální srdeční frekvence >85 % z predikovaného maxima (z důvodu velké variace maximální srdeční frekvence to však nebylo podmínkou). Pokud u některých jedinců nastalo plató ve spotřebě kyslíku, bylo to považováno jako ukazatel dosažení maxima (Maud & Foster, 1995). Test byl ukončen odmítnutím probanda pokračovat v zátěži, což bylo signalizováno předem smluveným gestem.

S odstupem nejméně 3 dnů byla probandům změřena přirozená rychlost NW v terénu (běžecká dráha) za použití fotobuněk FiTRO Light Gates (FiTRONiC s.r.o., Bratislava, Slovenská republika). Probandi byli požádáni, aby šli přirozenou rychlostí až ke značce umístěné ve vzdálenosti 40 m. Fotobuňky byly umístěny na 20. a 30. metr v úrovni ramen. Tento úkon opakovali probandi 2x. Průměrná hodnota těchto dvou měření byla použita jako přirozená rychlost NW u každého probanda. Diagram průběhu přípravy až po realizaci měření znázorňuje obrázek 9.

Před zahájením laboratorního vyšetření byli probandi seznámeni s chůzí na běhacím koberci, kde si také vyzkoušeli chůzi s holemi. Díky šířce běhacího koberce 2 m nebyli probandi nijak zvláště při NW omezováni v pohybu.



Obrázek 9. Diagram přípravy a realizace měření

Vysvětlivky: FTK UP – Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, EMG – elektromyografie, NW – severská chůže, MPAF – měření axiálních sil opory o hůl

4.3.3 Realizace měření studie II

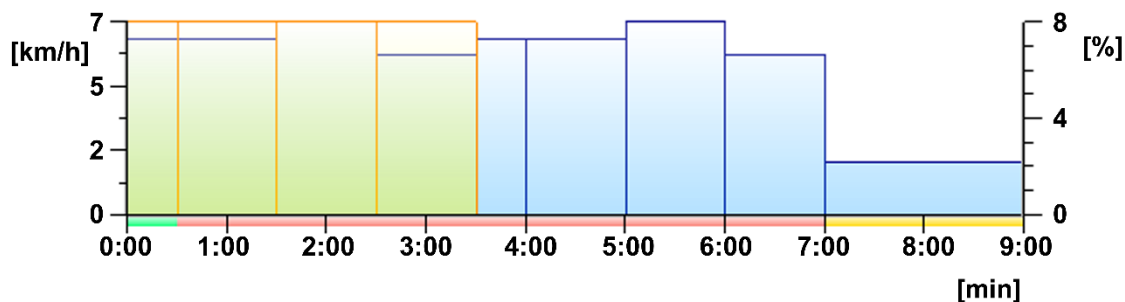
Probandi byli vystaveni 6 různým podmínkám, které vznikly ze tří rychlostí (přirozená rychlost severské chůže (v_0), přirozená rychlost navýšená o 10 % (v_{10}) a přirozená rychlost navýšená o 20 % (v_{20})) a dvou sklonů podložky (horizontální rovina a 8% stoupání).

Studie II byla složena ze dvou na sobě nezávislých měření, která probíhala v různých dnech. V prvním měření, kde byla analyzována NW i W, se jednalo se o měření svalové aktivity dolních končetin. Ve druhém měření bylo provedeno spiroergometrické vyšetření NW a měření axiálních sil a časových parametrů opory o hůl. Toto měření na rozdíl od prvního bylo rozděleno do 3 dnů, aby byl eliminován vliv únavy.

Měření svalové aktivity dolních končetin

K provedení tohoto měření byly pro každého jedince vytvořeny dva devítiminutové zátěžové protokoly, jeden pro NW a druhý pro W. Pořadí dvou zátěžových protokolů bylo u každého probanda náhodné. Mezi těmito jednotlivými měřeními probandi měli minimálně 30 min pauzu, aby si odpočinuli. Zátěžové vyšetření absolvovali ve spodním prádle se sportovní obuví. Před samotným vyšetřením byly probandům na vybraná místa na těle připevněny senzory pro snímání svalové aktivity. Senzory zůstaly na probandech i během pauzy mezi měřeními, aby nedošlo při opětovnému připevnění k jejich dislokaci. Fotografie měření svalové aktivity dolních končetin zobrazuje příloha 4. Na fotografii je patrné, že probandi mají na sobě i markery pro 3D kinematickou analýzu. Ta byla původně také součástí studie II. Zátěžový protokol však trval několik minut, během kterých se probandi zpotili. Z toho důvodu došlo k odlepování části markerů, které způsobilo ztrátu některých dat. Soubor měřených osob musel být redukován, a proto kinematická analýza není součástí této práce.

Zátěžové protokoly pro oba typy chůze byly vytvořeny z 6 různých podmínek: 3 rychlostí chůze a 2 sklonů podložky. Po vylosování pořadí typu chůze (NW a W) si probandi losovali pořadí sklonu (0 % a 8 %) a pořadí jednotlivých rychlostí a to jak pro NW, tak pro W. Znamená to, že u jednoho probanda byl zátěžový protokol pro NW zcela odlišný od zátěžového protokolu pro W. Důvodem náhodnosti pořadí jednotlivých podmínek a jednotlivých protokolů bylo eliminování vlivu únavy a adaptace na pohybový úkon. Na začátku každého protokolu proběhla zahřívací fáze (30 s), která svým sklonem a rychlostí odpovídala první situaci. Poté následovaly první 3 podmínky, kdy každá trvala 1 minutu. Následoval 30s neměřený úsek, který odpovídal 4. podmínce. Během této doby docházelo ke změně sklonu běhacího koberce. Protokol pokračoval 4. až 6. podmínkou, každá v délce trvání 1 minuta. Nakonec následovala dvouminutová fáze zlidnění, kdy běhací koberec zpomalil na $2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ se sklonem 0 %. Schéma jednoho ze zátěžových protokolů znázorňuje obrázek 10. K samotnému měření svalové aktivity dolních končetin a 3D kinematické analýzy docházelo během druhé poloviny každé z podmínek po dobu 30 s. Spuštění měření probíhalo manuálně. První polovina jednotlivých podmínek sloužila k adaptaci na nový pohybový úkon a k zapracování.

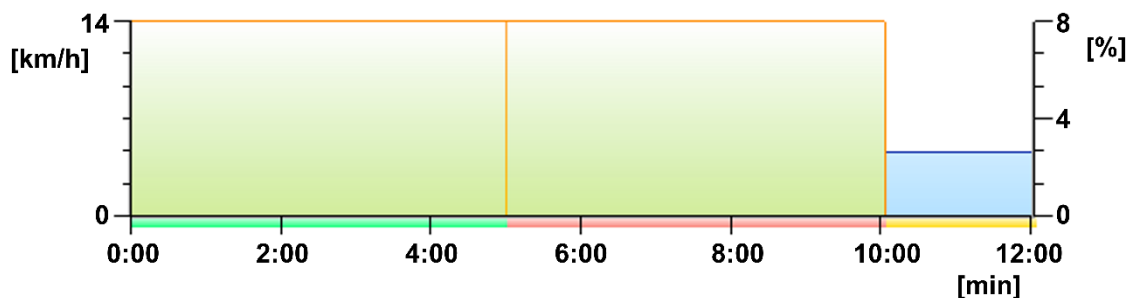


Obrázek 10. Schéma jednoho ze zátěžových protokolů pro EMG

Vysvětlivky: Modré sloupce znázorňují změny velikosti rychlosti. Překryv žlutozeleným polem znázorňuje chůzi při zvýšeném sklonu podložky. Zelený úsek na vodorovné (časové) ose znázorňuje fázi zahřívací, červený fázi zátěže a žlutý fázi zotavení.

Spiroergometrické vyšetření a analýza axiálních sil a časových parametrů opory o hůl během NW

Probandi absolvovali celkem 6 spiroergometrických vyšetření na běhacím koberci a to ve 3 samostatných dnech, ve kterých byly také měřeny axiální síly opory o hůl během NW. V každém z těchto dnů podstoupili 2 měření, mezi kterými měli aspoň 30 min pauzu na odpočinek. Tato měření absolvovali v lehkém sportovním oděvu a obuvi. Zátěžový protokol trval 12 min a byl složen z fáze zahřívací, fáze zátěže a fáze zotavení. Během fáze zahřívací, která trvala 5 min, bylo ověřeno dosažení setrvalého stavu (srdeční frekvence v pásmu ± 4 tepy \cdot min $^{-1}$). Následovala pětiminutová fáze zátěže. Získaná data z této fáze byla použita ke statistickému zpracování. Zátěžový protokol uzavírala dvouminutová fáze zotavení, kdy běhací koberec zpomalil na 2 km \cdot h $^{-1}$ se sklonem 0 %. Schéma jednoho ze zátěžových protokolů znázorňuje obrázek 11. Před zahájením každého měření si probandi vylosovali jednu z 6 podmínek tak, aby jejich pořadí bylo opět náhodné. Dle této podmínky byl nastaven sklon a rychlost jak pro zahřívací fázi, tak pro fázi zátěže. Ihned po ukončení testu probandi hodnotili velikost vnímané intenzity zatížení dle Borgovy škály. Fotografie spiroergometrického vyšetření NW a měření axiálních sil a časových parametrů opory o hůl zobrazuje příloha 5.



Obrázek 11. Schéma jednoho ze zátěžových protokolů spiroergometrického vyšetření a MPAF

Vysvětlivky: Sloupce znázorňují velikost rychlosti chůze (sloupce překryté žlutozeleným polem, což je v tomto konkrétním případě, znázorňují chůzi při zvýšeném sklonu podložky. Zelený úsek na vodorovné (časové) ose znázorňuje fázi zahřívací, červený fázi zátěže a žlutý fázi zotavení.

4.3.4 Sledované parametry

Závislé (výstupní) parametry jsou následující fyziologické a biomechanické ukazatele jednotlivých metod měření:

Povrchová elektromyografie

- relativní svalová aktivita vztažená ke střední amplitudě celého krokového cyklu během přirozené rychlosti NW při nulovém sklonu

Spiroergometrické vyšetření

- spotřeba kyslíku [$\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$]
- srdeční frekvence [$\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$]
- RPE – subjektivní vnímání fyzické zátěže hodnoceno na stupnici Borgovy škály 6–20 bodů

Axiální síly opory o hůl

- CF – frekvence krokového cyklu [Hz]
- PT – doba opory o hůl [s]
- RPT – relativní doba opory o hůl [%] ($\text{RPT} = 100\text{PT}/\text{CF}$)
- PPF – maximální síla fáze opory o hůl [N]
- APF – průměrná síla fáze opory o hůl [N] ($\text{APF} = \text{IPF}/\text{PT}$)

-
- ACPF – průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu [N] ($ACPF = IPF/(1/CF)$)
 - IPF – impuls síly fáze opory o hůl [N·s]

Nezávislé (vstupní) parametry tohoto empirického výzkumu jsou rychlost chůze, sklon terénu a typ chůze (NW a W). Kovarianční parametry (pasivně sledované) tvoří antropometrickou charakteristiku souboru: věk, hmotnost a další (tabulka 1).

4.4 Zpracování dat

4.4.1 Bioelektrická impedanční metoda

Získaná data byla zpracována pomocí programu Lookin'Body 3.0 (BioSpace Co., Ltd., Soul, Jižní Korea) a exportována do programu Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

4.4.2 Povrchová elektromyografie

Hrubá elektromyografická data vybraných svalů dolních končetin byla automaticky filtrována použitím bandpass filtru s frekvencí 20–450 Hz a zpracována programem EMGworks Analysis 4.1.7 (Trigno™ Wireless System, Delsys Inc., Boston, MA, USA), odkud byla exportována do programu MATLAB 2013a (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Zde došlo k rektifikaci EMG signálu (full-wave rectification). Data byla dále rozdělena do jednotlivých krokových cyklů podle časových intervalů získaných z kamerového záznamu. Pro statistickou analýzu bylo použito 5 krokových cyklů. EMG signál byl normalizován k průměrné amplitudě krokového cyklu během chůze přirozenou rychlostí při nulovém sklonu podložky. Tato data byla použitím polynomu interpolována do 1001 bodů, které odpovídaly jednomu krokovému cyklu (Franz & Kram, 2012). Krokový cyklus byl rozdělen do 4 fází: první polovina stojné fáze (ST1), druhá polovina stojné fáze (ST2), první polovina švihové fáze (SW1) a druhá polovina švihové fáze (SW2) (Isakov, Keren, & Benjuya, 2000).

Pro charakteristiku jednotlivých fází v rámci 5 krokových cyklů u celé skupiny byl použit medián. Hodnoty jednotlivých svalů pravé a levé dolní končetiny byly zprůměrovány.

4.4.3 Spiroergometrické parametry při NW

Ventilace, výměna plynů a srdeční frekvence byly průběžně zaznamenávány softwarem Blue Cherry (Geratherm Respiratory, Bad Kissingen, Německo). Pomocí tohoto software byly vypočítány průměry jednotlivých parametrů každého třicetivteřinového intervalu. Data byla exportována do programu Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA), kde byla zprůměrována fáze zátěže každého probanda a data byla připravena na statistické zpracování.

Borgova škála

Ihned po ukončení spiroergometrické vyšetření byli probandi dotazováni na velikost vnímané intenzity zatížení dle Borgovy škály (6–20), která byla zaznamenávána v programu Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

4.4.4 Axiální síly a časové parametry opory o hůl

Pro záznam a zpracování výstupního signálu axiálních sil a časových parametrů opory o hůl byl vyvinut speciální software pomocí programu MATLAB computing language (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Hrubý výstupní signál byl upraven pomocí filtrů passband 0–100 Hz a stopband 200–500 Hz. Filtrování dat odstranilo vysokofrekvenční signály, které nenesly užitečnou informaci, a zvýšilo poměr signálu k šumu. Signál sil působících na hole během měření byl zobrazen v křivkách, vizuálně zkontrolován a byly odstraněny ty krokové cykly, které vykazovaly abnormální jevy (např. zavadění hole o dolní končetinu atd.). Upravená data byla odeslána do programu Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA), kde byly jednotlivé parametry během pětiminutové fáze zátěže zprůměrovány. Poté byly zprůměrovány hodnoty pro pravou a levou horní končetinu každého probanda.

4.5 Statistické zpracování dat

U somatické charakteristiky výzkumného souboru byly v programu Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) spočítány základní statistické charakteristiky – aritmetický průměr a směrodatná odchylka.

U povrchové EMG byla získaná data zpracována v programu STATISTICA 12.0 (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Jako test normality byl zvolen Kolmogorovův-Smirnovův test, který prokázal, že data nemají normální rozdělení. Vliv sklonu a porovnání NW a W bylo posuzováno pomocí Wilcoxonova testu. Pro posouzení vlivu rychlosti chůze byla použita jednofaktorová Friedmanova ANOVA.

U spiroergometrických parametrů, RPE, axiálních sil a časových parametrů opory o hůl v pilotní studii a studii II byla data exportována do programu STATISTICA 12.0 (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Jako test normality byl použit Kolmogorovův-Smirnovův test, který prokázal, že data mají normální rozdělení. Pro porovnání měřených parametrů během NW při různé rychlosti a sklonu podložky byla použita dvoufaktorová analýza rozptylu (ANOVA). Rozdíly mezi různými podmínkami byly posuzovány pomocí Scheffého testu.

Hladina statistické významnosti byla u všech použitých statistických metod nastavena na $\alpha = 0,05$. Výsledné hodnoty jednotlivých ukazatelů jsou prezentovány v podobě základních statistických charakteristik (aritmetický průměr a směrodatná odchylka, nebo medián). Data jsou prezentována pomocí grafů a v příloze umístěných tabulek doplněné o statistickou významnost jednotlivých parametrů.

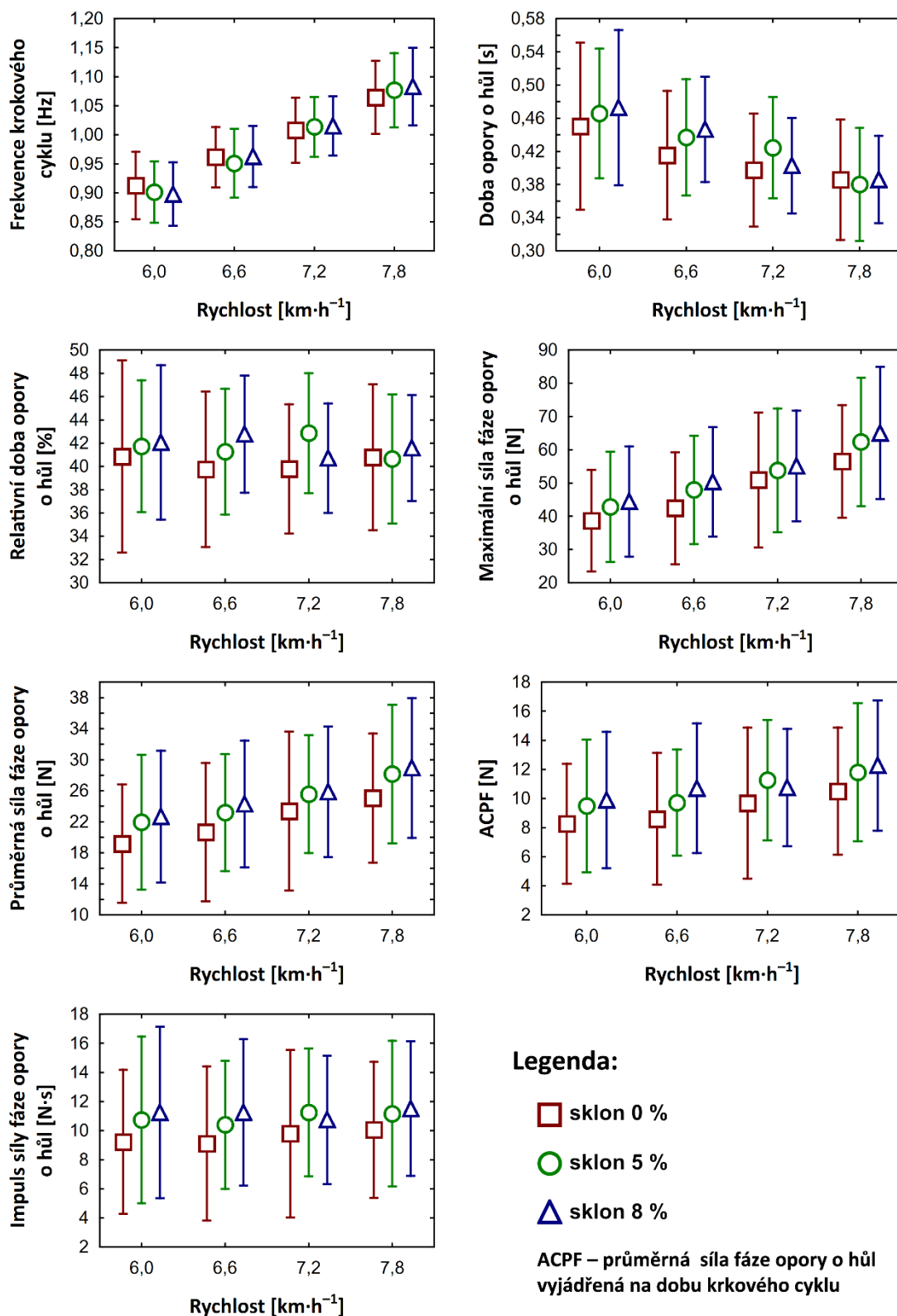
5 VÝSLEDKY

5.1 Pilotní studie

Tato studie se zabývala analýzou axiálních sil a časových parametrů opory o hůl během NW při různé rychlosti a sklonu. Pilotní studie se zúčastnilo 17 zdravých probandů (10 mužů a 7 žen). Základní statistické charakteristiky a výsledky statistického porovnání zobrazuje příloha 6 a příloha 7. Vliv rychlosti na jednotlivé parametry znázorňuje obrázek 12.

Zvýšení rychlosti bez ohledu na velikost sklonu podložky statisticky významně ovlivnilo frekvenci krokového cyklu (CF), kdy ve všech porovnávaných případech došlo k jejímu zvýšení ($p < 0,001$). Při sklonu 0 % došlo ke zvýšení CF při zvýšení rychlosti z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,019$), z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$) a z $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,006$). Při sklonu 5 % došlo ke zvýšení CF při zvýšení rychlosti z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,001$), z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$) a z $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$). Při sklonu 8 % došlo ke zvýšení CF při zvýšení rychlosti z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$), z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$) a z $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$). Změna sklonu neměla vliv na velikost CF.

Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila dobu opory o hůl (PT), kdy při zvýšení rychlosti došlo k jejímu zkrácení (z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,003$), z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$) a z $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,012$)). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů, však nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Změna sklonu neměla vliv na velikost PT.



Obrázek 12. Vliv rychlosti na časové a dynamické parametry horních končetin *Vysvětlivky*: Grafy jednotlivých parametrů zobrazují aritmetický průměr a směrodatnou odchylku

Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila maximální sílu opory o hůl (PPF), kdy při zvýšení rychlosti dochází k jejímu zvýšení (z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,016$), z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p < 0,001$) a z $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p = 0,001$)). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů, však nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Změna sklonu neměla vliv na PPF.

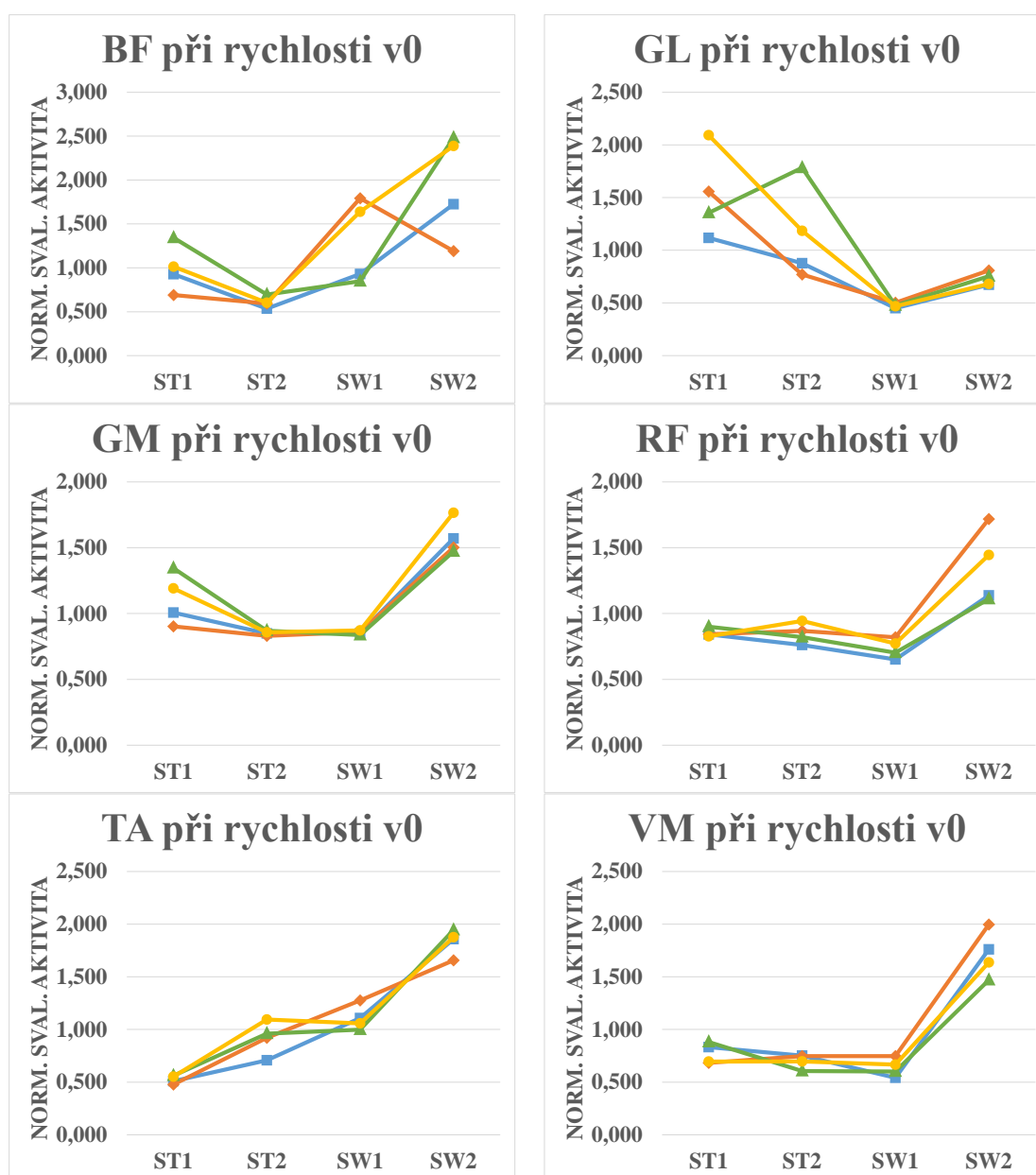
Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila průměrnou sílu opory o hůl (APF), kdy při zvýšení rychlosti z $6,0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na $7,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ došlo k jejímu zvýšení ($p = 0,005$). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů, však nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Změna sklonu neměla vliv na APF.

Relativní doba opory o hůl (RPT), průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu (ACPF) a impuls síly fáze opory o hůl (IPF) nebyly změnou rychlosti ani změnou sklonu ovlivněny.

5.2 Studie II

5.2.1 Povrchová elektromyografie

Normalizovanou svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin při přirozené rychlosti severské chůze během jednotlivých fází krokového cyklu znázorňuje obrázek 13.

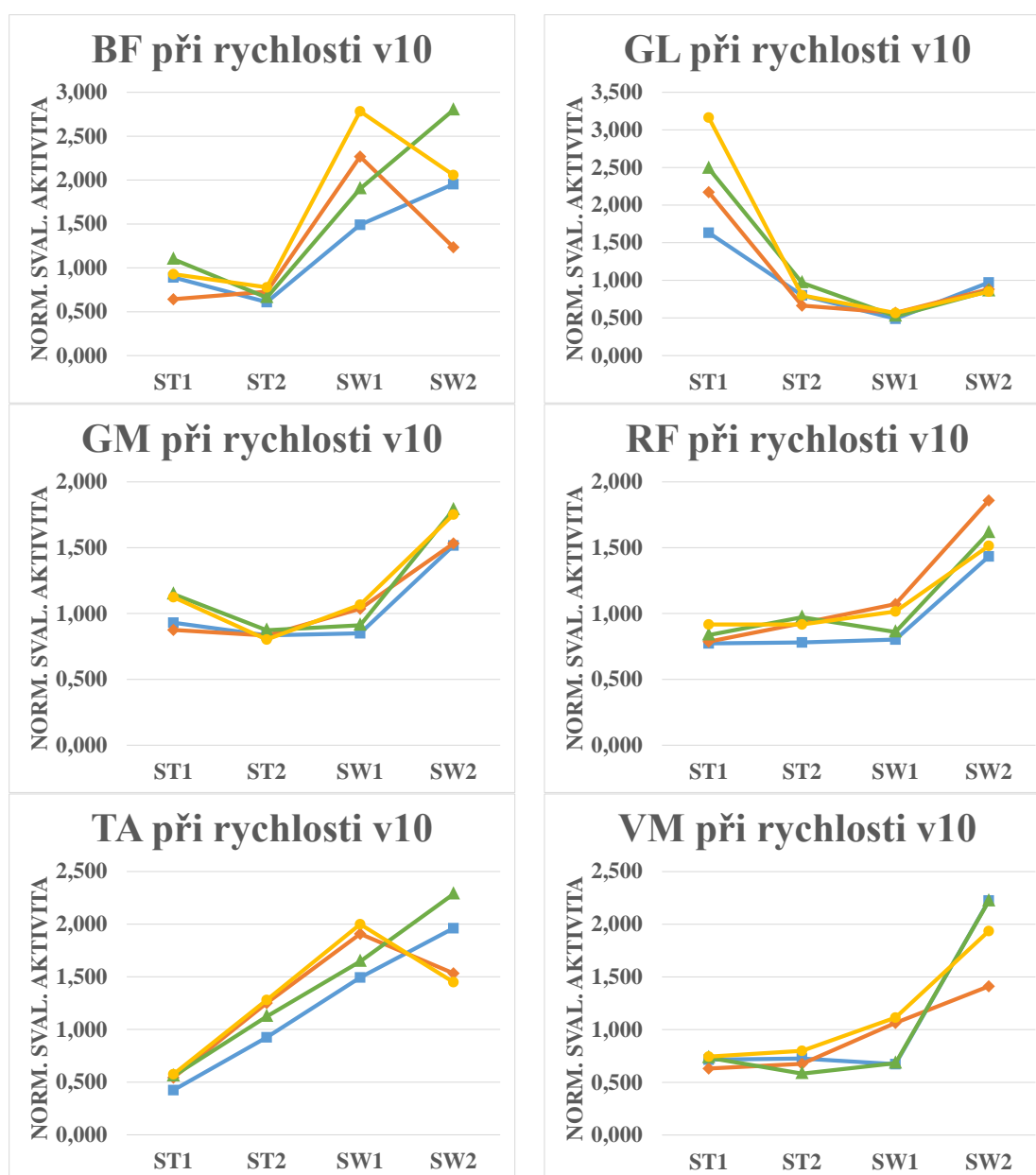


Legenda: ■ NW sklon 0% ◆ W sklon 0% ▲ NW sklon 8% ● W sklon 8%

Obrázek 13. Normalizovaná svalová aktivita při přirozené rychlosti severské chůze během jednotlivých fází krokového cyklu

Vysvětlivky: NW – severská chůze, W – běžná chůze, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gluteus medius, RF – m. rectus femoris, TA – m. tibialis anterior, VM – m. vastus medialis, v0 – přirozená rychlost severské chůze, ST1 – první polovina stojné fáze, ST2 – druhá polovina stojné fáze, SW1 – první polovina švihové fáze, SW2 – druhá polovina švihové fáze

Normalizovanou svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin při přirozené rychlosti severské chůze zvýšené o 10 % během jednotlivých fází krokového cyklu znázorňuje obrázek 14.

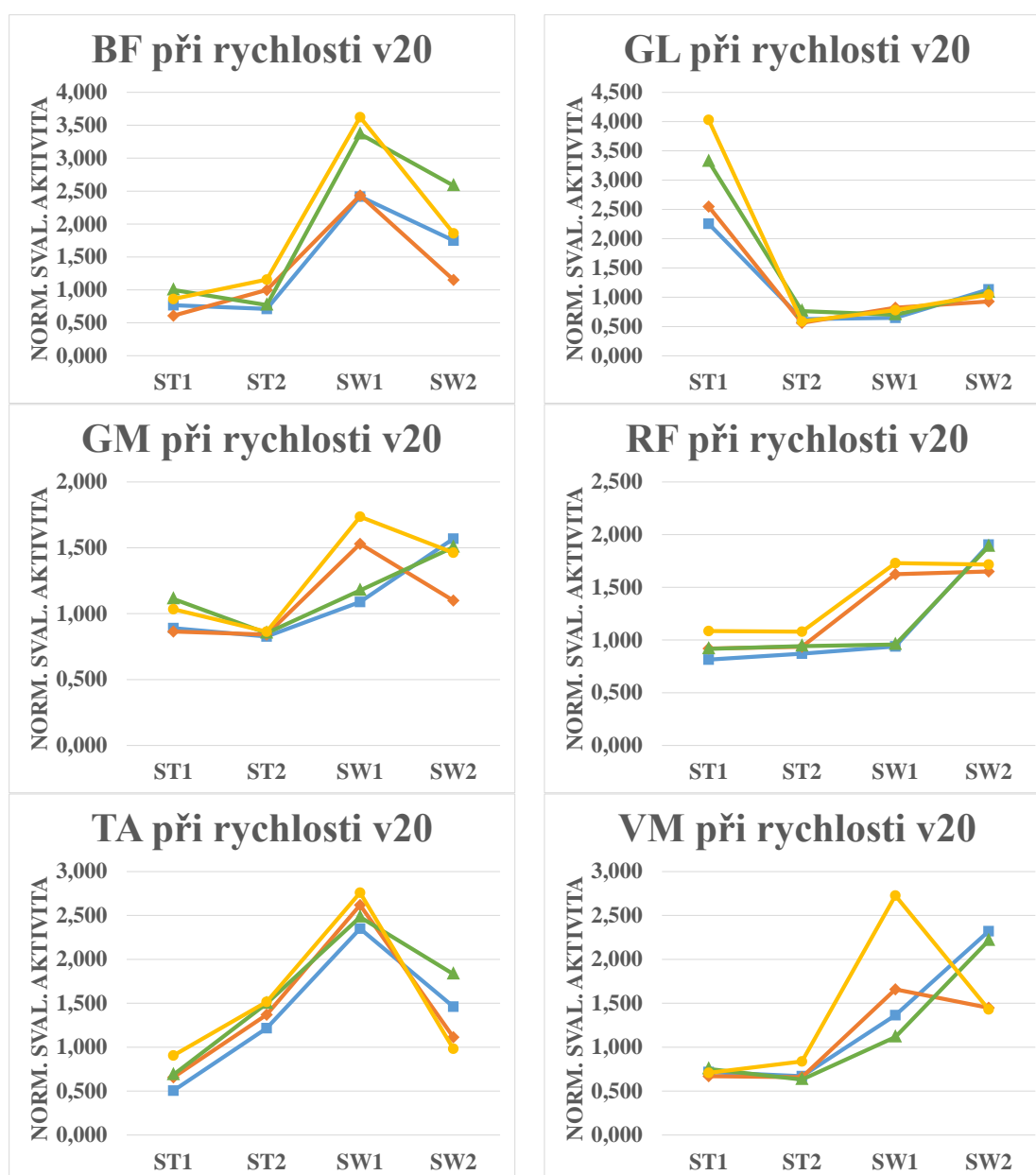


Legenda: ■ NW sklon 0% ◆ W sklon 0% ▲ NW sklon 8% ● W sklon 8%

Obrázek 14. Normalizovaná svalová aktivita při přirozené rychlosti severské chůze zvýšené o 10 % během jednotlivých fází krokového cyklu

Vysvětlivky: NW – severská chůze, W – běžná chůze, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gluteus medius, RF – m. rectus femoris, TA – m. tibialis anterior, VM – m. vastus medialis, v10 – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, ST1 – první polovina stojné fáze, ST2 – druhá polovina stojné fáze, SW1 – první polovina švihové fáze, SW2 – druhá polovina švihové fáze

Normalizovanou svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin při přirozené rychlosti severské chůze zvýšené o 20 % během jednotlivých fází krokového cyklu znázorňuje obrázek 15.



Legenda: ■ NW sklon 0% ◆ W sklon 0% ▲ NW sklon 8% ● W sklon 8%

Obrázek 15. Normalizovaná svalová aktivita při přirozené rychlosti severské chůze zvýšené o 20 % během jednotlivých fází krokového cyklu

Vysvětlivky: NW – severská chůze, W – běžná chůze, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gluteus medius, RF – m. rectus femoris, TA – m. tibialis anterior, VM – m. vastus medialis, v20 – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %, ST1 – první polovina stojné fáze, ST2 – druhá polovina stojné fáze, SW1 – první polovina švihové fáze, SW2 – druhá polovina švihové fáze

Porovnání severské chůze a chůze

Při porovnání NW a W svalová aktivita vykazovala statisticky významné rozdíly u všech svalů. Během NW v porovnání s W u obou sklonů podložky bylo

pozorováno ve 25 případech zvýšení svalové aktivity a ve 25 případech byl pozorován pokles svalové aktivity v porovnání s W. Změnu svalové aktivity vyjádřenou v procentech během NW v porovnání s W zobrazuje příloha 8.

U *m. biceps femoris* došlo během NW při rovném sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity v porovnání s W během ST1 při rychlosti v0 o 34 % ($p = 0,001$), při rychlosti v10 o 39 % ($p = 0,004$) a při rychlosti v20 o 26 % ($p = 0,016$); k poklesu svalové aktivity během ST2 při rychlosti v10 o 16 % ($p = 0,007$). U tohoto svalu došlo také během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 48 % ($p = 0,001$), při rychlosti v10 o 34 % ($p = 0,022$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v0 o 45 % ($p = 0,011$), při rychlosti v10 o 58 % ($p = 0,007$) a při rychlosti v20 o 52 % ($p = 0,001$). Během NW v porovnání s W při 8% sklonu podložky došlo ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 32 % ($p = 0,004$); k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 48 % ($p = 0,017$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v10 o 36 % ($p = 0,006$) a při rychlosti v20 o 39 % ($p < 0,001$).

U *m. gastrocnemius lateralis* došlo během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 28 % ($p = 0,006$) a při rychlosti v10 o 25 % ($p = 0,005$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 14 % ($p = 0,022$) a při rychlosti v10 o 21 % ($p = 0,036$). U tohoto svalu došlo také během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 10 % ($p = 0,004$), při rychlosti v10 o 14 % ($p = 0,009$) a při rychlosti v20 o 21 % ($p = 0,012$). Během NW v porovnání s W při 8% sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 35 % ($p = 0,012$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 51 % ($p = 0,042$) a při rychlosti v20 o 30 % ($p = 0,004$); k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v10 o 8 % ($p = 0,039$) a při rychlosti v20 o 10 % ($p = 0,022$).

U *m. gluteus medius* došlo během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 12 % ($p = 0,001$), při rychlosti v10 o 6 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 3 % ($p = 0,024$). U tohoto svalu došlo také během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v10 o 18 % ($p = 0,003$) a při rychlosti v20 o 29 % ($p = 0,006$); ke zvýšení svalové aktivity

během SW2 při rychlosti v20 o 43 % ($p = 0,003$). Během NW v porovnání s W při 8% sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v20 o 32 % ($p = 0,003$).

U m. rectus femoris došlo během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 21 % ($p = 0,014$), při rychlosti v10 o 25 % ($p = 0,036$) a při rychlosti v20 o 42 % ($p = 0,004$). Během NW v porovnání s W při 8% sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v10 o 15 % ($p = 0,026$) a při rychlosti v20 o 45 % ($p = 0,003$).

U m. tibialis anterior došlo během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v20 o 31 % ($p = 0,024$). Během NW v porovnání s W při 8% sklonu podložky došlo ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v10 o 58 % ($p = 0,039$) a při rychlosti v20 o 87 % ($p = 0,005$).

U m. vastus medialis došlo během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 22 % ($p = 0,006$) U tohoto svalu došlo také během NW v porovnání s W při rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 27 % ($p = 0,005$), při rychlosti v10 o 37 % ($p = 0,017$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v10 o 58 % ($p = 0,004$) a při rychlosti v20 o 60 % ($p = 0,002$). Během NW v porovnání s W při 8% sklonu podložky došlo ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 27 % ($p = 0,046$); k poklesu svalové aktivity během ST2 při rychlosti v20 o 25 % ($p = 0,039$); k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v10 o 39 % ($p = 0,003$) a při rychlosti v20 o 59 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v20 o 55 % ($p = 0,012$).

Vliv sklonu

Změna sklonu statisticky významně ovlivnila svalovou aktivitu všech sledovaných svalů. Při zvýšení sklonu podložky u obou typů chůze bylo pozorováno v 65 případech zvýšení svalové aktivity a ve 3 případech byl pozorován pokles svalové aktivity. Změnu svalové aktivity vyjádřenou v procentech při zvýšení sklonu podložky zobrazuje příloha 9.

U *m. biceps femoris* došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 45 % ($p < 0,001$), při rychlosti v10 o 23 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 30 % ($p = 0,014$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 30 % ($p = 0,020$) a při rychlosti v10 o 8 % ($p = 0,005$). Dále došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během SW1 při rychlosti v10 o 27 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 39 % ($p = 0,005$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v0 o 44 % ($p = 0,001$), při rychlosti v10 o 43 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 48 % ($p < 0,001$). Během W došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 47 % ($p < 0,001$), při rychlosti v10 o 44 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 42 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během SW1 při rychlosti v10 o 23 % ($p = 0,006$) a při rychlosti v20 o 49 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v0 o 101 % ($p < 0,001$), při rychlosti v10 o 67 % ($p = 0,001$) a při rychlosti v20 o 61 % ($p = 0,004$).

U *m. gastrocnemius lateralis* došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 21 % ($p = 0,009$), při rychlosti v10 o 52 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 47 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 103 % ($p < 0,001$), při rychlosti v10 o 21 % ($p = 0,002$) a při rychlosti v20 o 22 % ($p = 0,007$). Dále došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 6 % ($p = 0,010$). Během W došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 34 % ($p = 0,002$), při rychlosti v10 o 46 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 58 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 54 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v10 o 21 % ($p = 0,019$).

U *m. gluteus medius* došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 34 % ($p < 0,001$), při rychlosti v10 o 23 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 25 % ($p = 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v10 o 18 % ($p = 0,002$). Během W došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 32 % ($p < 0,001$), při rychlosti v10 o 28 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 20 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 3 % ($p = 0,006$). Během W došlo také při zvýšení sklonu

podložky ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v0 o 18 % ($p = 0,020$), při rychlosti v10 o 14 % ($p = 0,006$) a při rychlosti v20 o 33 % ($p = 0,003$).

U m. rectus femoris došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v20 o 13 % ($p = 0,009$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 8 % ($p = 0,031$), při rychlosti v10 o 24 % ($p = 0,031$) a při rychlosti v20 o 8 % ($p = 0,010$). Dále Během NW došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 8 % ($p = 0,019$). Během W došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v20 o 18 % ($p = 0,002$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 9 % ($p = 0,039$) a při rychlosti v20 o 15 % ($p < 0,001$); k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v0 o 6 % ($p = 0,026$).

U m. tibialis anterior došlo během NW při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 10 % ($p = 0,010$), při rychlosti v10 o 32 % ($p = 0,001$) a při rychlosti v20 o 36 % ($p < 0,001$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v0 o 36 % ($p = 0,026$), při rychlosti v10 o 21 % ($p < 0,001$) a při rychlosti v20 o 23 % ($p = 0,002$). Během W došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v0 o 16 % ($p = 0,026$), při rychlosti v10 o 6 % ($p = 0,016$) a při rychlosti v20 o 38 % ($p = 0,002$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v20 o 11 % ($p = 0,028$); ke zvýšení svalové aktivity během SW1 při rychlosti v20 o 5 % ($p < 0,050$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v0 o 13 % ($p = 0,006$).

U m. vastus medialis došlo během NW při zvýšení sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během SW1 při rychlosti v20 o 18 % ($p = 0,019$); k poklesu svalové aktivity během SW2 při rychlosti v0 o 16 % ($p = 0,014$). Během W došlo při zvýšení sklonu podložky ke zvýšení svalové aktivity během ST1 při rychlosti v10 o 18 % ($p = 0,046$) a při rychlosti v20 o 6 % ($p = 0,007$); ke zvýšení svalové aktivity během ST2 při rychlosti v20 o 27 % ($p = 0,022$); ke zvýšení svalové aktivity během SW2 při rychlosti v10 o 37 % ($p = 0,039$).

Vliv rychlosti

Normalizovanou svalovou aktivitu při různé rychlosti pohybu zobrazuje příloha 10.

Změna rychlosti chůze statisticky významně ovlivnila svalovou aktivitu všech sledovaných svalů. Při zvyšování rychlosti chůze u obou typů chůze byl pozorován ve 45 případech nárůst svalové aktivity, ve 13 případech byl pozorován pokles svalové aktivity a ve 14 případech došlo při zvyšování rychlosti k nárůstu i poklesu svalové aktivity.

U m. biceps femoris došlo při zvyšování rychlosti chůze při NW na rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,002$), k nárůstu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$) a k nárůstu během SW1 ($p < 0,001$). Během NW při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST2 ($p = 0,012$) a k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$). Během W při zvyšování rychlosti chůze na rovném sklonu podložky i během W při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$).

U m. gastrocnemius lateralis došlo při zvyšování rychlosti chůze při NW na rovném sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k poklesu svalové aktivity během ST2 ($p = 0,036$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p < 0,001$). Během NW při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k poklesu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,001$). Při W při zvyšování rychlosti chůze na rovném sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k poklesu svalové aktivity během ST2 ($p = 0,006$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,006$). Během W při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k poklesu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,003$).

U m. gluteus medius došlo při zvyšování rychlosti chůze při NW na rovném sklonu podložky k poklesu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$) a k nárůstu

i poklesu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$). Během NW při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu i poklesu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,016$). Při W při zvyšování rychlosti chůze na rovném sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během ST2 ($p = 0,048$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu i poklesu svalové aktivity během SW2 ($p < 0,001$). Během W při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,032$), k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST2 ($p = 0,048$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k poklesu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,003$).

U *m. rectus femoris* došlo při zvyšování rychlosti chůze při NW na rovném sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p < 0,001$). Během NW při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,028$), k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST2 ($p = 0,007$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,001$). Při W při zvyšování rychlosti chůze na rovném sklonu podložky došlo k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,016$) a k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$). Během W při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$).

U *m. tibialis anterior* došlo při zvyšování rychlosti chůze při NW na rovném sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu i poklesu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,002$). Během NW při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,015$), k nárůstu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$). Při W při zvyšování rychlosti chůze na rovném sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během ST2 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k poklesu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,003$). Během W při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během ST1 ($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během ST2

($p < 0,001$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k poklesu svalové aktivity během SW2 ($p < 0,001$).

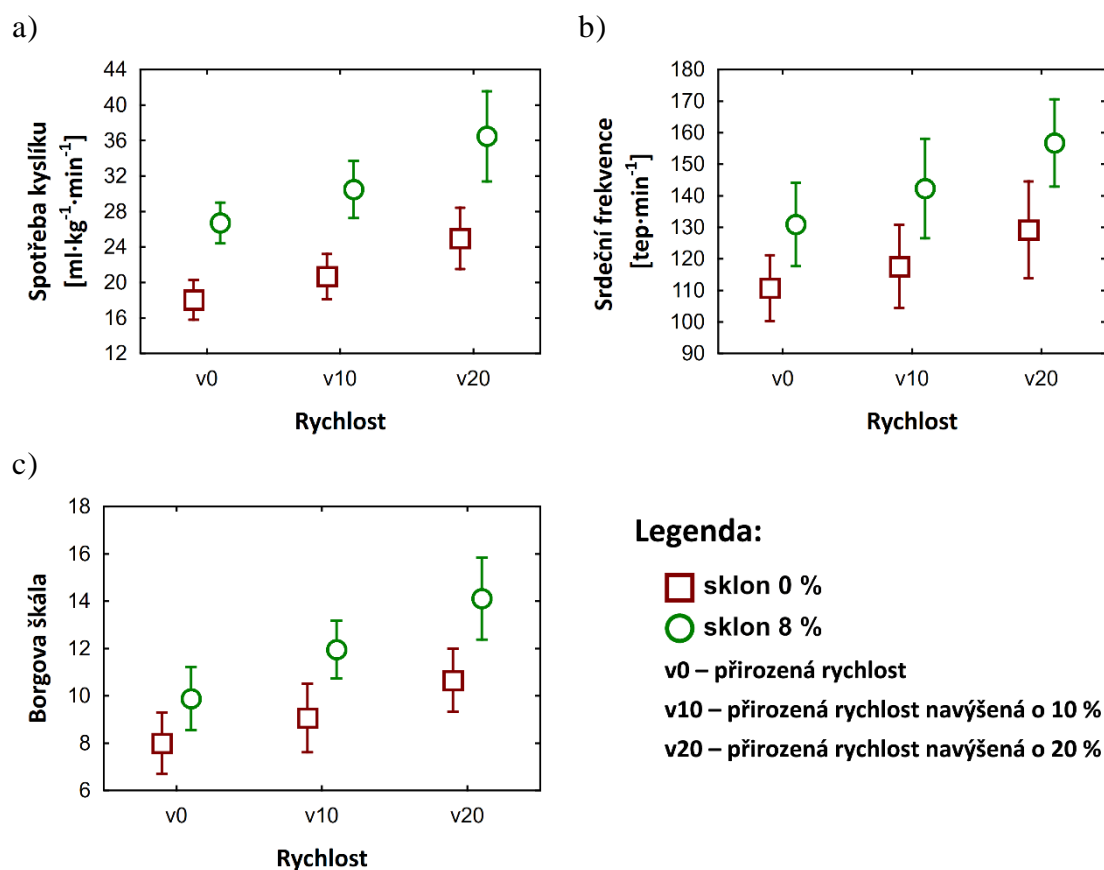
U m. vastus medialis došlo při zvyšování rychlosti chůze při NW na rovném sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,032$). Během NW při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky došlo k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu i poklesu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,002$). Při W při zvyšování rychlosti chůze na rovném sklonu podložky došlo k nárůstu i poklesu svalové aktivity během ST1 ($p = 0,032$), k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu i poklesu svalové aktivity během SW2 ($p = 0,028$). Během W při zvyšování rychlosti chůze při 8% sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity během SW1 ($p < 0,001$) a k nárůstu i poklesu svalové aktivity během SW2 ($p < 0,001$).

5.2.2 Spiroergometrické parametry při NW

Vliv rychlosti na spiroergometrické parametry u různých sklonů podložky znázorňuje obrázek 16.

Zvýšení rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnilo spotřebu kyslíku, kdy ve všech porovnávaných případech došlo k jejímu zvýšení ($p < 0,001$). Při sklonu 0 % došlo ke zvýšení spotřeby kyslíku při zvýšení rychlosti z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p = 0,003$). Při sklonu 8 % došlo ke zvýšení spotřeby kyslíku při zvýšení rychlosti z v0 na v10 ($p = 0,016$), z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p < 0,001$).

Zvýšení rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnilo SF, kdy ve všech porovnávaných případech došlo k jejímu zvýšení (z v0 na v10 ($p = 0,009$), v ostatních případech ($p < 0,001$)). Při sklonu 0 % došlo ke zvýšení SF při zvýšení rychlosti z v0 na v20 ($p = 0,002$). Při sklonu 8 % došlo ke zvýšení SF při zvýšení rychlosti z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p = 0,039$).



Obrázek 16. Vliv rychlosti na spiroergometrické parametry

Vysvětlivky: Grafy jednotlivých parametrů zobrazují aritmetický průměr a směrodatnou odchylku. RPE je hodnoceno na Borgově škále (viz graf c).

Zvýšení rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnilo RPE, kdy ve všech porovnávaných případech došlo k jeho zvýšení ($p < 0,001$). Při sklonu 0 % došlo ke zvýšení RPE při zvýšení rychlosti z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p = 0,019$). Při sklonu 8 % došlo ke zvýšení RPE při zvýšení rychlosti z v0 na v10 ($p = 0,001$), z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p < 0,001$). Vliv rychlosti na spiroergometrické parametry zobrazuje příloha 11. Vliv rychlosti na spiroergometrické parametry v rámci jednotlivých sklonů zobrazuje příloha 12.

Zvýšení sklonu podložky bez ohledu na velikost rychlosti statisticky významně ovlivnilo spotřebu kyslíku, kdy došlo k jejímu zvýšení ($p < 0,001$). Zvýšení také nastalo ve všech případech v rámci jednotlivých rychlostí ($p < 0,001$).

Zvýšení sklonu podložky bez ohledu na velikost rychlosti statisticky významně ovlivnilo SF, kdy došlo k jejímu zvýšení ($p < 0,001$). Zvýšení sklonu

podložky způsobilo nárůst SF při rychlosti v0 ($p = 0,001$), v10 ($p < 0,001$) a v20 ($p < 0,001$).

Zvýšení sklonu podložky bez ohledu na velikost rychlosti statisticky významně ovlivnilo RPE, kdy došlo k jeho zvýšení ($p < 0,001$). Zvýšení sklonu podložky způsobilo nárůst RPE při rychlosti v0 ($p = 0,002$), v10 ($p < 0,001$) a v20 ($p < 0,001$).

Vliv sklonu na spiroergometrické parametry zobrazuje příloha 13. Vliv sklonu na spiroergometrické parametry v rámci jednotlivých rychlostí zobrazuje příloha 14.

5.2.3 Axiální síly a časové parametry opory o hůl

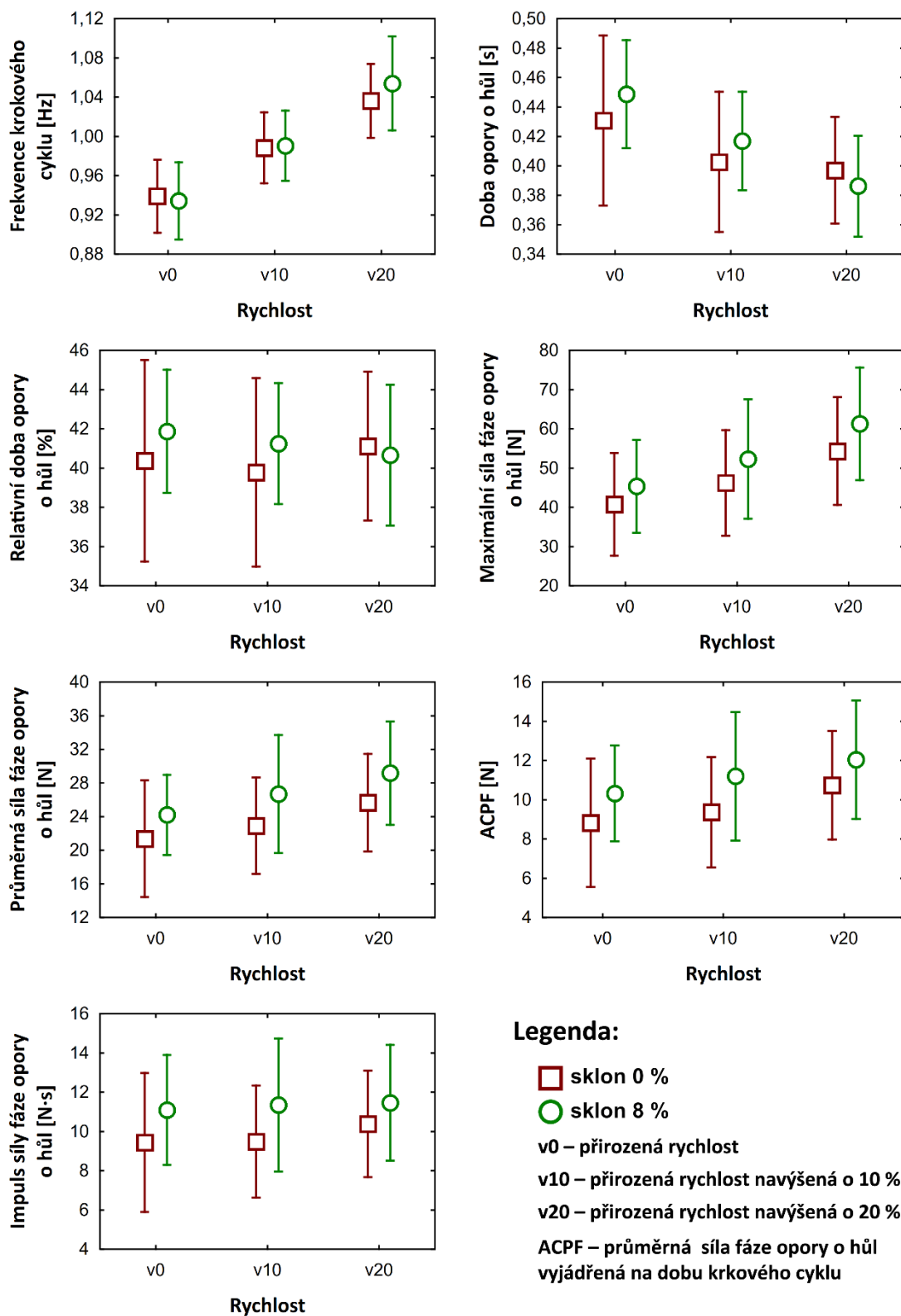
Vliv rychlosti na jednotlivé parametry charakterizující oporu o hůl u různých sklonů podložky znázorňuje obrázek 17.

Zvýšení rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnilo CF, kdy ve všech porovnávaných případech došlo k jejímu zvýšení ($p < 0,001$). Při sklonu 0 % došlo ke zvýšení CF při zvýšení rychlosti z v0 na v10 ($p = 0,006$), z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p = 0,008$). Při sklonu 8 % došlo ke zvýšení CF při zvýšení rychlosti z v0 na v10 ($p = 0,001$), z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p < 0,001$).

Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila PT, kdy při zvýšení rychlosti došlo k jejímu zkrácení (z v0 na v10 ($p = 0,005$) a z v0 na v20 ($p < 0,001$)). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů došlo k jejímu zkrácení pouze při sklonu 8 % při zvýšení rychlosti z v0 na v20 ($p < 0,001$).

Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila PPF, kdy při zvýšení rychlosti došlo k jejímu zvýšení (z v0 na v20 ($p < 0,001$) a z v10 na v20 ($p = 0,015$)). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů došlo k jejímu zvýšení pouze při sklonu 8 % při zvýšení rychlosti z v0 na v20 ($p = 0,013$).

Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila APF, kdy při zvýšení rychlosti z v0 na v20, kdy došlo k jejímu zvýšení ($p = 0,003$). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů však nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.



Obrázek 17. Vliv rychlosti na axiální síly a časové parametry opory o hůl
Vysvětlivky: Grafy jednotlivých parametrů zobrazují aritmetický průměr a směrodatnou odchylku

Změna rychlosti bez ohledu na velikost sklonu statisticky významně ovlivnila ACPF, kdy při zvýšení rychlosti z v_0 na v_{20} , kdy došlo k jejímu zvýšení ($p = 0,018$). Při zkoumání vlivu rychlosti v rámci jednotlivých sklonů však nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Změna rychlosti IPF a RPT nijak neovlivnila.

Vliv rychlosti na axiální síly a časové parametry opory o hůl zobrazuje příloha 15. Vliv rychlosti na axiální síly a časové parametry opory o hůl v rámci jednotlivých sklonů zobrazuje příloha 16.

Zvýšení sklonu podložky bez ohledu na rychlost statisticky významně ovlivnilo PPF ($p = 0,015$), APF ($p = 0,002$), ACPF ($p = 0,003$) a IPF ($p = 0,005$), kdy došlo k jejich zvýšení. Při zkoumání vlivu sklonu v rámci jednotlivých rychlostí však u těchto parametrů nebyl nalezen rozdíl. CF, PT a RPT nebyly změnou sklonu nijak ovlivněny. Vliv sklonu na axiální síly a časové parametry opory o hůl zobrazuje příloha 17.

6 DISKUZE

Studie zabývající se vlivem NW na organismus se zaměřují na fyziologické a biomechanické aspekty a zkoumají NW jako jednu z možných forem tréninkového a rehabilitačního procesu. Nejčastěji jsou analyzované parametry NW srovnávány s parametry při W. Velikost rozdílů se však u jednotlivých studií liší. Mezi důvody, které mohou vysvětlit tento „nesoulad“ ve výsledcích, patří rozdílný design měření nebo zkušenost probandů s NW resp. míra zapojení horních končetin do lokomoce.

6.1 Povrchová elektromyografie

Cílem této části studie II bylo kvantifikovat svalovou aktivitu 6 svalů na každé dolní končetině během NW a W při různé rychlosti chůze a různém sklonu podložky. Pro vhodnější interpretaci byl krokový cyklus oproti klasickému dělení rozdělen do 4 fází a každá fáze byla hodnocena samostatně. Fáze ST1 a SW2 reprezentují decelerační svalovou aktivitu při chůzi vpřed a ST2 a SW1 akcelerační svalovou aktivitu při chůzi vpřed.

Většina studií zkoumajících svalovou aktivitu během NW je zaměřena pouze na stojnou fázi nebo hodnotí celkovou svalovou aktivitu konkrétního svalu během krokového cyklu. Z našeho pohledu může důležité informace poskytnout také švihová fáze, protože během této fáze se dolní končetina dostává před tělo a připravuje se na fázi počátečního kontaktu a na fázi postupného zatěžování.

6.1.1 Srovnání chůze a severské chůze

U NW v porovnání s W byla vyšší svalová aktivita u m. biceps femoris (BF) během ST1 při sklonu 0 % u všech třech rychlostí chůze. Při sklonu 8 % se zvýšení projevilo pouze při v0. Přestože u vyšších rychlostí při sklonu 8 % změna svalové aktivity nebyla statisticky významná, je možné pozorovat trend zvýšení. Během ST1 u NW v porovnání s W dochází k vyššímu zatížení dolních

končetin současně se zvýšením horizontální složky síly, zvýšením pronace a také pronační rychlosti (Hagen et al., 2011). Také studie autorů Anderson a Pandya (2003) popisuje aktivitu hamstringů během fáze postupného zatěžování, která má za úkol udržovat vertikální pozici těla. BF se mimo jiné také podílí na extenzi v kyčelním kloubu (Perry & Burnfield, 2010). Lze tedy tvrdit, že při NW v porovnání s W jsou kladeny vyšší nároky na BF během ST1, který svou aktivitou zabraňuje zvýšené anteverzi pánve a podílí se na udržení vertikální pozice těla.

U NW v porovnání s W byla svalová aktivita u m. vastus medialis (VM) během ST1 vyšší při v0 při sklonu 0 % i při sklonu 8 %. Podle autorů Houglum a Bertoti (2012) VM stabilizuje patelu v mediálním směru a podílí se na extenzi v kolenním kloubu.

Ve studii II došlo v ST1 k nárůstu svalové aktivity u m. gluteus medius (GM) během NW v porovnání s W při sklonu 0 % u všech rychlostí. Studie Hagen et al. (2011) porovnává vektory reakčních sil vyvolaných axiálními silami opory o hůl během fáze opory o hůl s vektory reakčních sil dolních končetin ve fázi počátečního kontaktu s podložkou. Při podložce v horizontální rovině tyto vektory ve svém směru spolu nekorespondují, dochází k brzdivému účinku dolní končetiny a současně ke zrychlujícímu účinku vyvolanému záběrem hole, čímž dochází k vyššímu zatížení dolní končetiny ve fázi počátečního kontaktu s podložkou. Domníváme se, že tento jev zvyšuje nároky na GM, protože podle autorů Perry a Burnfield (2010) GM během ST1 zvyšuje stabilitu v kyčelním kloubu a brání poklesu kontralaterální strany pánve (Perry & Burnfield, 2010). Při sklonu 8 % však změna svalové aktivity u tohoto svalu nebyla pozorována u žádné z rychlostí chůze. Lze předpokládat, že vektory reakčních sil vyvolaných axiálními silami opory o hůl během ST1 s vektory reakčních sil dolních končetin ve fázi postupného zatěžování s podložkou spolu více korespondují než při chůzi po rovném sklonu podložky, kde v této fázi působí spíše proti deceleračnímu efektu dolních končetin. Z toho důvodu během NW při zvýšeném sklonu podložky síly vyvíjené horní končetinou na hůl během ST1 brání poklesu pánve na ipsilaterální straně, čímž napomáhají činnosti GM na kontralaterální straně.

Studie autorů Neptune, Kautz a Zajac (2001) našla při W během ST1 excentrickou a izometrickou kontrakci u m. gastrocnemius lateralis (GL), která zapříčinila zrychlení pohybu trupu ve vertikálním směru (vzhůru) a zároveň

zpomalení pohybu trupu v horizontálním směru (vpřed). Ve studii II došlo během ST1 u GL k poklesu svalové aktivity při v0 při obou sklonech podložky a při v10 při chůzi po rovném sklonu podložky. Tento pokles si vysvětlujeme faktem, že během NW v porovnání s W dochází k větší fluktuaci potenciální energie těžiště, kterou popisují ve své studii autoři Pellegrini et al. (2017). Stejně tak autoři L. Hansen, Henriksen, Larsen a Alkjaer (2008) popisují NW v porovnání s W jako více „skákavou“ chůzi ve smyslu pohybu ve vertikálním směru. Podle našeho názoru snížená aktivita GL napomáhá redukovat zvýšenou fluktuaci potenciální energie těžiště během NW. Zároveň může snížená aktivita GL redukovat zvýšený decelerační účinek dolní končetiny v této fázi, který připisujeme prodloužení délky kroku během NW v porovnání s W, což popisují studie autorů S. K. Park et al. (2015) a Stief et al. (2008). Při vyšších rychlostech pohybu změna GL nebyla prokázána. Předpokládáme, že je to způsobeno zmenšením relativního rozdílu ve svalové aktivitě mezi NW a W, protože se zvýšením rychlosti pohybu jsou kladeny vyšší nároky na tento sval během ST1 u obou typů chůze.

Během ST2 došlo ve studii II k nárůstu svalové aktivity u GL během NW v porovnání s W při sklonu 0 % i při sklonu 8 %. Autoři Pandya a Andriacchi (2010) a Perry a Burnfield (2010) popisují v této fázi aktivitu GL jako uzamknutí hlezenního kloubu tak, že prsty nohy slouží jako bod otáčení. Na konci této fáze (předšvih) dochází také k plantární flexi. Z našich výsledků vyplývá, že nároky během ST2 na GL jsou vyšší, navíc z našeho pohledu může docházet v této fázi díky prodloužení kroku během NW k větší plantární flexi, na které se GL podílí. Také studie autorů Neptune et al. (2001) popisují koncentrickou svalovou aktivitu u GL během této fáze, která má za úkol akcelarovat pohyb trupu směrem vpřed.

Ve studii II u NW v porovnání s W byla fáze SW1 charakterizována poklesem svalové aktivity u BF, GM, VM, m. rectus femoris (RF) a GL. Podle našeho názoru snížení aktivity svalů v oblasti kyčelního kloubu (tzn. BF, GM a RF) je způsobeno větší extenzí v kyčelním kloubu během NW v porovnání s W během SW1, kdy elasticita flexorů v kyčelním kloubu a gravitace napomáhají pohybu dolní končetiny vpřed (snížení svalové aktivity u RF). Díky této elasticitě a gravitaci mohlo dojít ke snížení nároků na BF coby flexor v kolenním kloubu, protože flexe v kolenním kloubu během SW1 se podle autorů Perry a Burnfield

(2010) děje částečně pasivně díky setrvačnosti. Také došlo ke snížení svalové aktivity u GL během SW1. Domníváme se, že tento pokles je asociován s vyšší svalovou aktivitou u GL během ST2, který se může podílet na větší plantární flexi u NW v této fázi. Z tohoto důvodu by nižší svalová aktivita u GL během SW1 mohla mít vliv na dorzální flexi v hlezenním kloubu, která se v této fázi odehrává. Jinými slovy, během NW může být rozsah pohybu v hlezenním kloubu ve fázi ST2 a SW1 zvýšen z důvodu prodloužení délky kroku. Autoři Perry a Burnfield (2010) také popisují dorzální flexi v hlezenním kloubu během W ve fázi počátečního švihů, která má za úkol vytvořit dostatečný prostor mezi nohou a podložkou, aby se dolní končetina mohla přesunout vpřed během švihové fáze.

Během SW2 došlo ve studii II u NW v porovnání s W ke zvýšení svalové aktivity při sklonu 0 % i při sklonu 8 % u BF, m. tibialis anterior (TA) a VM a to převážně při vyšších rychlostech. Během této fáze se dolní končetina připravuje na počáteční kontakt, jsou aktivní svaly m. quadriceps femoris (jehož je VM součástí) v kokontrakci s hamstringy (jehož je BF součástí), které zvyšují (udržují) extenzi v kolenním kloubu a připravují dolní končetinu na zatížení. Tyto svaly se také podílejí na prodloužení délky kroku (Houglum & Bertoti, 2012), k čemuž u NW v porovnání s W dochází a z tohoto důvodu můžou být také kladeny vyšší nároky na BF ve fázi SW2 při zpomalení pohybu bérce vpřed. Během NW v porovnání s W dochází k vyššímu zatížení kolenního kloubu během počátečního kontaktu (Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano, & Llana-Belloch, 2015; Stief et al., 2008). Také při zvýšení rychlosti chůze dochází ke zvýšení reakčních sil dolních končetin ve fázi počátečního kontaktu (Kumar, Sharma, Sahi, & Kumar, 2011; Nilsson & Thorstensson, 1989). Vyšší zatížení kolenního kloubu u NW v porovnání s W ve fázi počátečního kontaktu v kombinaci s vyšší rychlostí pohybu považujeme za hlavní příčinu, proč došlo u BF a VM k nárůstu svalové aktivity u NW ve fázi SW2, a to hlavně při vyšších rychlostech, protože během SW2 dochází k přípravě na počáteční kontakt. Stejně tak ve studii II došlo ke zvýšení svalové aktivity u TA při NW v porovnání s W během SW2 při sklonu 0 % a 8 % při vyšších rychlostech chůze. Podle autorů Houglum a Bertoti (2012) svalová aktivita TA udržuje během SW2 hlezenní kloub v neutrální pozici. Jedná se tak o přípravu na počáteční kontakt.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

NW v porovnání s W vykazovala změnu svalové aktivity u všech měřených svalů dolních končetin. Změna se projevila ve všech čtyřech fázích krokového cyklu při různých rychlostech chůze i sklonech podložky. Rozdíl nastal přibližně u jedné třetiny měřených hodnot. U NW v porovnání s W došlo v 17 % případů k nárůstu svalové aktivity a zároveň v 17 % případů k poklesu svalové aktivity. Přestože nárůst a pokles svalové aktivity vykazoval stejnou četnost, velikost změn byla různá. Na základě těchto výsledků byla zamítnuta *H10*.

6.1.2 Vliv rychlosti pohybu

Studie autorů Sousa a Tavares (2012) zkoumala vliv rychlosti pohybu při W na svalovou aktivitu v jednotlivých sub fázích stejné fáze krokového cyklu. Autoři došli k závěru, že zvýšení rychlosti pohybu způsobilo zvýšení svalové aktivity u BF pouze ve fázi počátečního kontaktu. Fáze ST1 v sobě obsahuje dle dělení autorů Perry a Burnfield (2010) počáteční kontakt, postupné zatěžování a mezistoj. Pokud bychom brali na vědomí, že autoři Sousa a Tavares (2012) nenašli rozdíl ve svalové aktivitě se zvyšující se rychlostí u BF u postupného zatěžování a mezistoje, které tvoří většinu fáze ST1, můžeme tvrdit, že jsme došli ke stejným výsledkům, kdy ve studii II zvyšující se rychlost pohybu neovlivnila svalovou aktivitu u BF během W. Na druhou stranu ve studii II došlo u NW se zvýšením rychlosti pohybu během ST1 ke snížení svalové aktivity BF při sklonech 0 % i 8 %. Během ST1 je na dolní končetinu přenášena hmotnost a dochází k flexi v kolenním kloubu, která je řízena excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris s mírnou kokontrakcí hamstringů (Houglum & Bertoti, 2012). Domníváme se, že zvýšení rychlosti pohybu v této fázi u NW klade vyšší nároky na m. quadriceps femoris, čímž může dojít k poklesu svalové aktivity u BF.

Také u GM došlo k poklesu svalové aktivity ve fázi ST1 u NW i W se zvyšující se rychlostí při sklonu 0 % i při sklonu 8 %. Autoři Sousa a Tavares (2012) nenašli rozdíl u GM se zvyšující se rychlostí pohybu ve fázi počátečního kontaktu, postupného zatěžování a mezistoje. Při zvýšení rychlosti pohybu se těžiště pohybuje rychleji a dochází také k nárůstu jeho rozsahu pohybu ve vertikálním směru (Orendurff et al., 2004). Z tohoto důvodu lze předpokládat,

že se zvyšující se rychlostí pohybu by mohly být kladeny vyšší nároky na GM ve fázi počátečního kontaktu a popř. postupného zatěžování, ale během mezistoje by mohla být jeho aktivita snížena. Tím si vysvětlujeme snížení svalové aktivity u GM ve studii II, protože mezistoj během ST1 tvoří delší část než počáteční kontakt.

Při zvýšení rychlosti pohybu došlo v některých případech ke zvýšení svalové aktivity u TA během ST1. Tento sval během ST1 snižuje točivý moment v hlezenním kloubu. Ve fázi počátečního kontaktu dochází se zvýšením rychlosti pohybu ke zvýšení reakčních sil dolních končetin (Kumar et al., 2011; Nilsson & Thorstensson, 1989). Z tohoto důvodu se domníváme, že se zvýšením rychlosti pohybu dochází ke zvýšení točivého momentu v hlezenním kloubu, čímž jsou kladeny vyšší nároky na TA během ST1.

Se zvýšením rychlosti pohybu došlo během ST1 ke zvýšení svalové aktivity u GL při NW i W při sklonu 0 % i 8 %. GL v této fázi udržuje optimální pozici v hlezenním kloubu v sagitální rovině, který je při iniciálním kontaktu v neutrální pozici a během mezistoje se GL podílí na udržování bérce ve vzpřímené pozici (Houglum & Bertoti, 2012). Předpokládáme, že pokud by se zvýšením rychlosti pohybu nedošlo ke zvýšení svalové aktivity u GL, došlo by během ST1 k dorzální flexi v hlezenním kloubu, což by vedlo k nadměrné flexi v kolenním kloubu, popř. k pádu jedince vpřed.

Během ST2 došlo k nárůstu svalové aktivity u BF ve všech případech (kromě NW při sklonu 8 % při zvýšení rychlosti z v_0 na v_{10}). Podle našeho názoru jeho zvýšená svalová aktivita v této fázi se podílí na rychlejší extenzi v kyčelním kloubu se zvýšením rychlosti pohybu. V průběhu ST2 došlo ve všech případech se zvýšením rychlosti pohybu k nárůstu svalové aktivity u TA a k poklesu svalové aktivity u GL. Podle autorů Perry a Burnfield (2010) je GL iniciátorem flexe v kolenním kloubu během konečného stoje. Domníváme se, že snížení svalové aktivity u GL může zapříčinit zmírnění flexe v kolenním kloubu během konečného stoje (ST2), což může přispět k prodloužení délky kroku při zvýšení rychlosti pohybu. Nárůst délky kroku při zvýšení rychlosti pohybu prokázala studie autorů kroku C. Kirtley, Whittle a Jefferson (1985).

Podle studie autorů Yang a Winter (1985) je TA zodpovědný za propulzi při pohybu vpřed a současně se podílí na správné pozici nohy. Jeho funkce je primárně antigravitační a změna rychlosti pohybu se u něj projevuje jen mírně.

Také autoři Arendtnielsen, Sinkjaer, Nielsen a Kallesoe (1991) popisují jen mírný nárůst svalové aktivity u TA při zvýšení rychlosti na rovném sklonu podložky.

Během SW1 dochází k akceleraci dolní končetiny směrem v před (Annaswamy, Giddings, Della Croce, & Kerrigan, 1999; Houghlum & Bertoti, 2012). Jedná se o první polovinu švihové fáze, tudíž dolní končetina není ovlivněna udržováním vzpřímeného postoje. Z našich výsledků je patrné, že zvýšení rychlosti pohybu způsobilo nárůst svalové aktivity všech měřených svalů bez ohledu na to, jaký pohybový úkon v této fázi daný sval vykonává. Studie autorů Franz a Kram (2012) zkoumala vliv sklonu podložky a rychlosti pohybu na svalovou aktivitu dolních končetin. Autoři popisují nárůst svalové aktivity u BF, RF, VM a m. gastrocnemius medialis při zvýšení sklonu. Zvýšení rychlosti však způsobilo strmější nárůst svalové aktivity u všech svalů. Studie autorů Chung a Wang (2010) došla k závěru, že při zvýšení rychlosti pohybu dochází obecně ke zvýšení svalové aktivity u svalů dolních končetin, avšak toto zvýšení se projeví hlavně od přirozené rychlosti zvýšené o 20 %. Při zvýšení rychlosti pohybu nedochází k celkové změně křivky EMG během krokového cyklu, avšak dochází k modulaci maximálních amplitud, čímž dojde ke změně průměrné hodnoty EMG (Arendtnielsen et al., 1991).

Zvýšení rychlosti pohybu jednoznačně ovlivnilo svalovou aktivitu během SW2 pouze u GL, kdy ve všech případech došlo k jejímu zvýšení. Autoři Perry a Burnfield (2010) popisují krátkou kontrakci u GL ve fázi mezišvihu, která také tvoří část SW2, avšak význam této svalové aktivity není vysvětlen. Předpokládáme, že při zvýšení rychlosti pohybu jsou kladeny vyšší nároky na GL, který může přispívat k brždění extenze v kolenním kloubu během SW2. GL se v této fázi může také podílet na správném postavení hlezenního kloubu, které je důležité při počátečním kontaktu.

U TA došlo při W k poklesu svalové aktivity během SW2. Podle autorů Houghlum a Bertoti (2012) svalová aktivita u TA během SW2 udržuje neutrální pozici v hlezenním kloubu a připravuje tento kloub na počáteční kontakt. Ve studii II svalová aktivita u TA během NW ve fázi SW2 i ST1 nevykazuje jasný trend, nebo jsou její změny malé. U RF došlo ke zvýšení svalové aktivity při NW během SW2. Během této fáze dochází k extenzi v kolenním kloubu a dolní končetina se připravuje na počáteční kontakt (Perry & Burnfield, 2010). To, že tento nárůst byl zaznamenán pouze u NW, si vysvětlujeme tím, že během

NW v porovnání s W dochází k prodloužení délky kroku (S. K. Park et al., 2015; Stief et al., 2008), tedy nároky na kolenní kloub a udržení jeho extenze během počátečního kontaktu jsou vyšší.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

Změna rychlosti pohybu při W ovlivnila svalovou aktivitu všech měřených svalů dolních končetin. Změna se projevila u obou sklonů ve všech fázích krokového cyklu. Při zvýšení rychlosti pohybu při W došlo v 50 % případů k nárůstu svalové aktivity a v 15 % případů k poklesu svalové aktivity. Ve 13 % procentech případů došlo při zvyšování rychlosti pohybu k nárůstu i poklesu svalové aktivity. Z výsledků vyplynulo, že zvýšení rychlosti pohybu při W způsobilo převážně nárůst svalové aktivity měřených svalů dolních končetin. Z toho důvodu byla hypotézy $H2_0$ zamítnuta.

Také změna rychlosti pohybu při NW ovlivnila svalovou aktivitu všech měřených svalů dolních končetin u obou sklonů, kdy v každé fázi krokového cyklu byl zaznamenán rozdíl. Při zvýšení rychlosti pohybu při NW došlo v 38 % případů k nárůstu svalové aktivity a v 8 % případů k poklesu svalové aktivity. V 15 % případů došlo při zvyšování rychlosti pohybu k nárůstu i poklesu svalové aktivity. Zvýšení rychlosti pohybu ovlivnilo svalovou aktivitu měřených svalů dolních končetin při NW, kdy došlo převážně k jejímu nárůstu. Na základě těchto výsledků byla hypotéza $H3_0$ zamítnuta.

6.1.3 Vliv sklonu podložky

Vlivem sklonu (0 % a 15 %) během W a NW se zabývali autoři Pellegrini et al. (2015), kteří pozorovali nárůst svalové aktivity u svalů GL, TA, VM, BF a GM. Autoři došli k závěru, že při zvýšení sklonu podložky nedošlo ke zvýšení svalové aktivity horních končetin během NW a překonávání tíhové síly je řešeno hlavně dolními končetinami. Dospěli jsme k podobnému závěru, kdy při zvýšení sklonu podložky při NW nedošlo k nárůstu axiálních sil opory o hůl (Pšurný, Janura, Krejčí, & Jakubec, 2013). Autoři Franz a Kram (2012) pozorovali nárůst svalové aktivity během W při zvýšení sklonu podložky u m. gluteus maximus, BF, VM a m. soleus u sklonu většího než 3° a u RF u sklonu většího než 6°. Autoři však zkoumali svalovou aktivitu stojné fáze, ze které pro každý sval

získali jednu hodnotu, zatímco ve studii II stojná fáze byla rozdělena na dvě poloviny. Během ST1 došlo ve studii II k nárůstu svalové aktivity při zvýšení sklonu podložky u GL, TA, BF a GM během NW a W. U RF byl nárůst zaznamenán pouze při vyšších rychlostech pohybu a u VM pouze při vyšší rychlosti pohybu během W. Nárůst u těchto svalů je v souladu s výsledky výše zmíněných studií. Zvýšená svalová aktivita během ST1 u BF, GM a VM je charakteristická pro udržení vzpřímené pozice těla během počátečního kontaktu a postupného zatěžování (Anderson & Pandy, 2003; Perry & Burnfield, 2010). Podle našeho názoru při zvýšení sklonu podložky tyto svaly navíc reagují nárůstem svalové aktivity na zvýšené nároky při překonávání tíhové síly. Zvyšování potenciální energie klade vyšší nároky na extenzory v kyčelním kloubu (BF) a extenzory kolenního kloubu (RF, VM). Při zvýšení sklonu podložky během ST1 mohou být kladeny vyšší nároky na GM, kdy tento sval působí proti setrvačné síle těla a dolní končetiny na kontralaterální straně, čímž stabilizuje pánev ve frontální rovině. Lze předpokládat, že během ST1 při zvýšeném sklonu podložky dochází k většímu náklonu bérce vpřed v porovnání s chůzí při rovném sklonu podložky. Větší náklon bérce způsobovalo zvýšení svalové aktivity TA se současným nárůstem svalové aktivity GL, který zabraňoval dorzální flexi v hlezenním kloubu a pádu vpřed. Tento sval se během ST1 svou excentrickou a izometrickou kontrakcí podílí na zrychlení pohybu trupu ve vertikálním směru (vzhůru) a zároveň zpomalení pohybu trupu v horizontálním směru (vpřed) (Neptune et al., 2001).

Během ST2 došlo ke zvýšení svalové aktivity při zvýšení sklonu podložky u BF, RF, GL a TA. Podle publikovaných studií (Pandy & Andriacchi, 2010; Perry & Burnfield, 2010) nejvyšší svalová aktivita u GL nastává během ST2. Jeho funkce spočívá v uzamknutí hlezenního kloubu, kdy dochází k rotaci nohy a bérce, jejichž „střed otáčení“ tvoří prsty nohy. Podle našich výsledků jsou při zvýšeném sklonu podložky na tento mechanismus kladeny vyšší nároky než při chůzi rovném sklonu podložky. Během ST2 TA vykazuje zvýšení svalové aktivity, což má za následek zpomalení plantární flexe nohy, čímž dochází k přípravě na počáteční švih, kdy se noha díky dorzální flexi v hlezenním kloubu vrací do neutrálního postavení (Byrne, O'Keeffe, Donnelly, & Lyons, 2007). Podle studie autorů Franz a Kram (2012) se extenzory kyčelního kloubu při zvýšení sklonu podložky podílejí nárůstem svalové aktivity na zvyšování

potenciální energie těžiště těla. To je v souladu se studií II, kdy došlo se zvýšením sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity u BF. Také svalová aktivita u RF při zvýšení sklonu podložky se podílí na zvyšování potenciální energie těžiště těla (Tokuhira, Nagashima, & Takechi, 1985). Tím si vysvětlujeme nárůst svalové aktivity RF během ST2.

Během SW1 došlo ke zvýšení svalové aktivity u BF při zvýšení sklonu podložky při vyšších rychlostech pohybu u W i NW. Při počátečním švihu dochází k flexi v kolenním kloubu, na které se podílí tři faktory, kdy prvním faktorem je dostatečná flexe již ve fázi předšvihu, druhým faktorem je rychlý pohyb femuru vpřed, kdy setrvačná síla tibie způsobí pasivní flexi v kolenním kloubu, a třetím faktorem je aktivita BF (Perry & Burnfield, 2010). Studie autorů McIntosh et al. (2006) popisuje při zvýšení sklonu podložky nárůst flexe v kolenním kloubu během SW1 při chůzi. Domníváme se, že na větší flexi v kolenním kloubu se podílí také zvýšená aktivita BF, která se však projeví při vyšších rychlostech pohybu.

Během SW2 došlo ve studii II ke zvýšení svalové aktivity u BF a GM během NW a W. Zvýšení svalové aktivity během této fáze je obvykle asociováno s přípravou dolní končetiny na počáteční kontakt a postupné zatěžování. Aktivita BF zabraňuje hyperextenzi v kolenním kloubu a GM zabraňuje poklesu pánve na kontralaterální straně (Perry & Burnfield, 2010). Podle autorů Lay et al. (2006) dochází při zvýšení sklonu podložky k větší flexi v kyčelním a kolenním kloubu během počátečního kontaktu. Ve studii II byla potvrzena vyšší aktivita BF během SW2. Tento sval zodpovídá za flexi v kolenním kloubu. Došlo také k vyšší aktivitě GM, což může souviset s vyššími nároky na stabilizaci pánve při počátečním kontaktu a postupném zatěžování při zvýšeném sklonu podložky.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

Změna sklonu podložky ovlivnila svalovou aktivitu při W u všech měřených svalů ve všech fázích krokového cyklu. Při zvýšení sklonu podložky došlo ve 46 % případů ke zvýšení svalové aktivity a v 1 % případů ke snížení svalové aktivity. Na základě výsledků lze tvrdit, že se zvýšení sklonu podložky při W projevilo nárůstem svalové aktivity měřených svalů dolních končetin v necelé polovině případů. Z toho důvodu byla hypotéza $H4_0$ zamítnuta.

Změna sklonu podložky také ovlivnila svalovou aktivitu při NW u všech měřených svalů ve všech fázích krokového cyklu. Zvýšení sklonu podložky způsobilo u NW nárůst svalové aktivity měřených svalů dolních končetin ve 44 % případů a pokles svalové aktivity ve 3 % případů. Stejně jako u W i u NW došlo při zvýšení sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity měřených svalů dolních končetin v necelé polovině případů, což byl důvod pro zamítnutí hypotézy $H5_0$.

6.2 Spiroergometrické parametry

6.2.1 Srovnání chůze a severské chůze

Během NW dochází ke zvýšení VO_2 , zvýšení SF, zvýšení spotřeby energie a zvýšení laktátu v krvi v porovnání s W při stejné rychlosti pohybu. To je považováno jako jeden z hlavních benefitů spojených s NW (Pérez-Soriano, Encarnación-Martínez, Aparicio-Aparicio, Giménez, & Llana-Belloch, 2014).

Akutní reakce organismu na chůzi a na severskou chůzi

Studie autorů Porcari, Hendrickson, Walter, Terry a Walsko (1997) zkoumala rozdíl mezi W a NW u skupiny zdravých mužů a žen ($n = 32$) na běhacím koberci. Během NW došlo ke zvýšení VO_2 (o 23 %), energetického výdeje (o 22 %), SF (o 16 %) a také RPE (o 1,5 bodu Borgovy škály). K podobným závěrům dospěli autoři Church et al. (2002), kteří srovnávali NW a W v terénu u mužů a žen ($n = 22$). Zvýšení nastalo u VO_2 (o 20,6 %), energetického výdeje (o 19,6 %) a SF (o 6 %). U RPE nebyl nalezen rozdíl. Také studie autorů Sugiyama, Kawamura, Tomita a Katamoto (2013) zaznamenala zvýšení VO_2 (12–19 %) při různých rychlostech během NW v porovnání s W na běhacím koberci. Studie autorů Schiffer et al. (2006) srovnávala fyziologické parametry na atletickém oválu mezi NW, W a během ($n = 15$). Ze závěrů studie vyplývá, že NW vykazuje vyšší VO_2 o 8 % v porovnání s W při stejné rychlosti chůze. Autoři přisuzují nižší nárůst VO_2 v porovnání s předchozími studii fakt, že se studie odehrávaly na běhacím koberci, kde podle nich může být negativně ovlivněn typický pohybový vzorec pro NW. Změnu pohybového vzorce při chůzi na běhacím koberci v porovnání s chůzí v terénu potvrdila studie autorů

(Batkham, Oyunaa, & Odongua, 2014), kteří zkoumali 30 zdravých mužů a 30 zdravých žen. Závěr, že nižší nárůst VO_2 u NW v porovnání s W je způsoben změnou pohybového vzorce při chůzi na běhacím koberci, nepotvrdila studia autorů Church et al. (2002), která probíhala v terénu. Zvýšení VO_2 bylo v tomto případě podobné jako u studií odehrávajících se na běhacím koberci. Studie autorů Dechman, Appleby, Carr a Haire (2012) srovnávala fyziologické parametry na běhacím koberci a v terénu při NW u zdravých dospělých jedinců ($n = 13$). Probandi absolvovali při stejné přirozené rychlosti dvakrát 1600 m na atletickém ovále a na běhacím koberci. Průměrná rychlost chůze byla $106,96 \pm 11,49 \text{ m} \cdot \text{min}^{-1}$. Průměrná SF během severské chůze v terénu byla $126 \pm 17 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$, zatímco na běhacím koberci byla o 22 % nižší ($99 \pm 13 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$) ($p < 0,001$). Také VO_2 a RPE byly na běhacím koberci nižší. Autoři však rozdíl ve fyziologických parametrech připisují nesprávné technice na běhacím koberci, kdy díky úzkému pohyblivému pásu nebylo možné pravidelně vyvíjet sílu horními končetinami. Ve studii II byl použit běhací koberec se šířkou pásu 2 m. Probandi měli dostatek místa a nebyli v pohybu nijak limitováni. Z toho důvodu se domníváme, že ve studii II fyziologické parametry nebyly během NW nijak ovlivněny.

Ze zmíněných studií je patrné, že nárůst VO_2 při NW v porovnání s W je odlišný. Jednou z možností je, že VO_2 je ovlivněna velikostí sil, které jsou během NW na hole vyvíjeny horními končetinami. V souladu s tímto tvrzením jsou výsledky studie autorů Pellegrini et al. (2018), kteří zkoumali vliv různých technik NW na axiální síly opory o hůl a VO_2 . Autoři porovnávali klasickou NW; NW, během které měli probandi propnutý horní končetiny (pohyb vycházel pouze z ramenního kloubu); NW, kdy se paže nepohybovaly a práci vykonávalo pouze předloktí a NW, kdy horní končetiny měly generovat malou sílu na hole. U této studie byly u klasické techniky NW generovány větší síly na hole v porovnání s ostatními technikami (vyjma NW s propnutými horními končetinami, kde nebyl nalezen rozdíl) a současně bylo dosaženo vyšší VO_2 vůči všem ostatním technikám.

Autoři Schiffer et al. (2006) zmiňují fakt, že se zvyšující se rychlostí pohybu rozdíl ve VO_2 mezi NW a W se snižují. Rozdíl již nebyl nalezen při rychlosti $8,64 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Studie autorů Pellegrini et al. (2015) uvádí, že rozdíl

ve VO₂ mezi NW a W při chůzi rovném sklonu podložky je vyšší, než během chůze při zvýšeném sklonu podložky.

Rozdíl v silách vyvíjených horními končetinami na hole v různých podmínkách, připisujeme faktu, že při vyšších intenzitách zatížení (způsobeno vyšší rychlostí pohybu nebo zvýšením sklonu podložky) u fyzicky méně zdatných jedinců nedochází ke zvýšení vyvíjení propulzní síly horními končetinami na hole a lokomoční pohyb je řešen převážně dolními končetinami. To potvrzuje také naše pilotní studie, kdy při zvýšení sklonu nebyl nalezen rozdíl ve velikosti axiálních sil opory o hůl. Ve studii II manipulace se sklonem podložky ovlivnila spiroergometrické parametry výrazněji, než manipulace s rychlostí viz obrázek 16. Tvrzení, že zapojení horních končetin při lokomoci je málo efektivní a spíše zvyšuje intenzitu zatížení, podporují výsledky studie autorů Schiffer et al. (2006), kteří mimo jiné zjišťovali rychlost pohybu při NW, W a běhu při hladině krevního laktátu 2 mmol·l⁻¹ a 4 mmol·l⁻¹. V obou případech rychlost pohybu při NW byla statisticky významně nižší než u W a u běhu. Také studie autorů Schiffer et al. (2009) uvádí, že zapojení horních končetin během NW je spíše nadbytečné úsilí, které nepřispívá velkou měrou k pohybu vpřed. Toto tvrzení se v souladu se studií autorů Pellegrini et al. (2017), kteří zkoumali kinetické změny a změny potenciační energie těžiště u NW a W. Z výsledků vyplývá, že NW je o 20 % méně efektivní než W, což vede k vyšším energetickým požadavkům během lokomoce.

Adaptace organismu na chůzi a na severskou chůzi

Studie autorů Takeshima et al. (2013) srovnávala dvanáctitýdenní intervenční program s využitím NW a W u skupiny seniorů (n = 65). U obou skupin došlo k podobnému nárůstu kardiopulsační zdatnosti (měřeno dvanáctiminutovým chodeckým testem) v porovnání s kontrolní skupinou (u NW zvýšení o 10,9 % a u W zvýšení o 10,6 %). Také studie autorů Figard-Fabre et al. (2011), která zkoumala vliv dvanáctitýdenního intervenčního programu s využitím NW a W u obézních žen (n = 23), kdy došlo k signifikantnímu zvýšení VO₂max o 3,7 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (p = 0,005). Průměrná hodnota SF během tréninkových lekcí byla u skupiny praktikující severskou chůzi vyšší (121±10 tep·min⁻¹) v porovnání se skupinou praktikující chůzi (107±7 tep·min⁻¹) (p = 0,021). Třítýdenní studie autorů Kocur et al. (2009) srovnávala NW

s rehabilitačním programem kardiaků (kontrolní skupina) u osob po akutním koronárním syndromu ($n = 80$). U NW byl po intervenci naměřen vyšší maximální energetický výdej (odhadovaný ze SF) ($10,8 \pm 1,8$ jednotek metabolického ekvivalentu (MET)) v porovnání s kontrolní skupinou ($9,2 \pm 2,2$ MET) ($p = 0,025$). Desetitýdenní intervenční program u postmenopauzálních žen ($n = 147$) pomocí NW a cvičení pilátes zkoumala studie autorů Hagner-Derengowska et al. (2015). U skupiny praktikující NW došlo ke snížení tělesné hmotnosti o 6,4 %, snížení BMI o 6,4 %, snížení glykémie o 3,8 %, snížení cholesterolu o 10,4 % a zvýšení HDL o 9,6 %. U skupiny praktikující cvičení pilátes došlo ke snížení hmotnosti o 1,7 %, snížení BMI o 1,7 %, snížení glykémie o 1,6 %, snížení cholesterolu o 5,3 % a zvýšení HDL o 3,1 %.

Z výše zmíněných studií vyplývá, že NW byla účinnější v porovnání s ostatními pohybovými intervencemi. Je však těžké jednotlivé intervence mezi sebou srovnávat. Je zřejmé, že pohybová aktivita aerobního charakteru pozitivně působila na pacienty v rámci rehabilitace nebo na zlepšení aerobní kapacity u seniorů. Důležitá je také intenzita zatížení, která ve zmíněných studiích byla u NW vyšší, než u intervence pomocí W. Domníváme se, že RPE může hrát důležitou roli při subjektivní volbě intenzity zatížení, která bývá z pravidla u NW vyšší než u W. To může být také jeden z důvodů, proč NW obecně vykazuje lepší výsledky během intervenčního programu než W.

6.2.2 Vliv různých faktorů na fyziologické parametry při NW

Vliv délky holí u NW na spiroergometrické parametry a komfort pohybu zkoumala studie autorů E. A. Hansen a Smith (2009). Probandi ($n = 12$) absolvovali NW s holemi o délce odpovídající 68 % jejich výšky a holemi kratšími o 7,5 cm. Zátěžové vyšetření na běhacím koberci mělo při stejné rychlosti tři sklony: -12° , 0° a 12° . Při sklonu 12° byla VO_2 , plicní ventilace a energetický výdej (MET) statisticky významně vyšší u zkrácených holí než u holí optimální délky. Komfort pohybu horních končetin se však nezměnil. Autoři Schiffer et al. (2009) zkoumali spiroergometrické parametry při NW ($n = 13$) na různém typu povrchu (beton, umělý povrch atletické dráhy a trávník

na fotbalovém hřišti) při konstantní rychlosti. Významný rozdíl byl nalezen ve VO_2 mezi betonem ($32 \pm 2,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) a trávnikem ($36 \pm 4,2 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) ($p < 0,05$). Studie Schiffer et al. (2011) zkoumala vliv hmotnosti holí na VO_2 při NW. Probandi ($n = 12$) měli k dispozici 4 druhy holí pro NW: hole běžné hmotnosti, hole s přidavným závažím 0,5 kg, 1,0 kg a 1,5 kg. Změna hmotnosti holí VO_2 neovlivnila. Došlo však ke zvýšení hladiny krevního laktátu při porovnání NW s holemi běžné hmotnosti ($1,4 \pm 0,5 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$) a NW s holemi se závažím 1,5 kg ($2,2 \pm 0,6 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$) ($p < 0,05$). Z výše zmíněných studií můžeme vyvodit, že manipulace s délkou a hmotností holí, popř. volba typu povrchu, na kterém se proband pohybuje, VO_2 významně neovlivní.

6.2.3 Vliv rychlosti pohybu a sklonu podložky během NW

Před zahájením studie II jsme vycházeli z předpokladu, že faktory, které mohou více ovlivnit VO_2 během NW (mimo adekvátního vyvíjení síly horními končetinami na hole), jsou rychlost pohybu a sklon terénu.

Studie autorů Jurimae, Meema, Karelson, Purge a Jurimae (2009) zkoumala vliv rychlosti pohybu NW na fyziologické parametry. Zdravé mladé ženy ($n = 28$) absolvovaly NW na atletické dráze pomalou rychlostí ($4,6 \pm 0,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$), přirozenou rychlostí ($5,4 \pm 0,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$), svižnou rychlostí ($6,4 \pm 0,4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) a maximální rychlostí ($7,4 \pm 0,5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$), během kterých jim byla měřena VO_2 , SF a bylo hodnoceno RPE. Se zvyšující se rychlostí byly hodnoty VO_2 vyšší. Při pomalé rychlosti chůze byla VO_2 $15,8 \pm 3,2 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, při přirozené rychlosti chůze $18,5 \pm 2,8 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, při svižné rychlosti chůze $25,1 \pm 4,3 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ a při maximální rychlosti chůze $32,2 \pm 4,4 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Zvýšení rychlosti mezi přirozenou rychlostí a svižnou rychlostí bylo o 19 %. Změna VO_2 se v tomto případě shodovala s našimi výsledky při zvýšení rychlosti z v_0 na v_{20} při sklonu 0 %, kdy ve studii II došlo k nárůstu VO_2 o $7 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$.

Při zvýšení intenzity zatížení dochází ke zvýšení VO_2 (Kenney et al., 2012; Porcari et al., 2015). Existují studie, které zkoumají rychlost pohybu u NW (Schiffer et al., 2006; Sugiyama et al., 2013). V těchto studiích je možné nalézt trend, že se zvyšující se rychlostí chůze dochází k vyšší VO_2 . Tyto studie však

neanalyzují změny VO_2 při různé rychlosti pohybu u NW, srovnávají rozdíl VO_2 u NW a u W mezi sebou při různých rychlostech chůze. Studie autora Bobbert (1960) zkoumala vliv rychlosti chůze ($35\text{--}115\text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$) při různých sklonech podložky ($0^\circ\text{--}12^\circ$) na energetický výdej u dospělých zdravých mužů. Ze závěrů studie vyplývá, že se zvyšující se rychlostí roste energetický výdej exponenciálně při chůzi rovném sklonu podložky. S vyšším sklonem je nárůst energetického výdeje se zvyšující se rychlostí strmější, což se potvrdilo ve studii II u VO_2 při NW viz obrázek 16.

Studie autorů E. A. Hansen a Smith (2009) byla první, která srovnávala spiroergometrické parametry NW a W při různém sklonu podložky při přirozené rychlosti chůze. Rozdíl ve VO_2 při chůzi po rovném sklonu podložky byl u NW o 65 % vyšší než při W a zvýšeném sklonu podložky (12°) pouze o 8 % vyšší. Ke stejnému závěru došla studie autorů Pellegrini et al. (2015), kteří pozorovali nárůst VO_2 o 22 % u NW v porovnání s W při chůzi po rovném sklonu podložky. Při zvýšeném sklonu podložky (15 %) byl nárůst VO_2 u NW vyšší pouze o 7 %. Autoři během tohoto výzkumu také analyzovali axiální síly opory o hůl a EMG svalů horních a dolních končetin. Nižší rozdíl ve VO_2 při zvýšení sklonu podložky autoři přisuzují nedostatečnému zvýšení svalové aktivity horních končetin působících na hole, což vedlo k tomu, že nedošlo ani ke zvýšení axiálních sil opory o hůl. Závěry těchto studií jsou v souladu s naším tvrzením, že při vyšších intenzitách zatížení je lokomoce při NW řešena převážně velkými svalovými skupinami dolních končetin než menšími svalovými skupinami horních končetin, které mohou ještě více zvýšit hladinu krevního laktátu. Vyšší intenzitu zatížení během NW lze dosáhnout zvýšením rychlosti chůze nebo zvýšením sklonu terénu.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

Změna rychlosti pohybu při severské chůzi ovlivnila spiroergometrické parametry při chůzi po rovném sklonu podložky i při 8% stoupání. Při zvýšení rychlosti pohybu došlo k nárůstu u spotřeby kyslíku i u srdeční frekvence. Z toho důvodu byla zamítnuta $H6_0$ a přijata $H6_a$.

Také změna sklonu podložky při severské chůzi měla vliv na spirometrické parametry. Zvýšení sklonu podložky vedlo ke zvýšení spotřeby kyslíku i srdeční frekvence u všech rychlostí chůze. To byl důvod pro zamítnutí $H7_0$ a přijetí $H7_a$.

6.2.4 Subjektivní vnímání fyzické zátěže mezi NW a W

Při srovnání NW a W některé studie popisovaly zvýšení RPE při NW (Church et al., 2002; Porcari et al., 1997). U těchto studií došlo při NW ke zvýšení VO_2 o více než 20 %. U jiných studií autoři nepozorovali změnu RPE při NW (E. A. Hansen & Smith, 2009; Rodgers, VanHeest, & Schachter, 1995; Schiffer et al., 2011; Sugiyama et al., 2013). U těchto studií zvýšení VO_2 bylo nižší než 20 %, nenastala také změna SF (Schiffer et al., 2011). Naopak autoři Figard-Fabre et al. (2011), která zkoumali vliv dvanáctitýdenního intervenčního programu NW a W u obézních žen, našli nižší průměrné RPE pomocí Borgovy škály u NW ($10,98 \pm 1,47$) v porovnání s W ($11,44 \pm 1,78$) ($p = 0,057$), přestože průměrná SF během intervenčního programu u NW byla vyšší v porovnání s W ($121 \pm 10 \text{ tep} \cdot \text{min}^{-1}$ a $107 \pm 7 \text{ tep} \cdot \text{min}^{-1}$) ($p = 0,021$). Podle našeho názoru hodnota RPE je ovlivněna velikostí rozdílu VO_2 popř. SF mezi NW a W. Výjimku tvoří studie autorů E. A. Hansen a Smith (2009), kde zvýšení VO_2 při NW bylo 65 %. Autoři však shodnou výslednou hodnotu RPE přikládají faktu, že probandi patřili do aktivní skupiny praktikující NW, takže jejich pozitivní dojmy z NW mohly ovlivnit RPE. Autoři E. A. Hansen a Smith (2009) také vysvětlují jev, že při NW v porovnání s W dochází ke zvýšení VO_2 a zároveň RPE se nemění, tím, že je celkový energetický výdej rovnoměrněji rozdělen mezi více svalů, tedy jedinec nemusí pociťovat takovou zátěž, jakou by pociťoval, kdyby odpovídající energii vydal pouze pomocí určitých svalových skupin (např. dolními končetinami). Tento fakt považujeme jako jednu z hlavních předností NW.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

Stejně jako u spiroergometrických parametrů došlo při změně rychlosti pohybu při severské chůzi ke změně subjektivního vnímání fyzické zátěže, kdy při zvýšení rychlosti pohybu došlo k jejímu nárůstu u obou sklonů podložky. Na základě těchto výsledků byla zamítnuta $H8_0$ a přijata $H8_a$.

Změna sklonu podložky při severské chůzi ovlivnila subjektivní vnímání fyzické zátěže u všech rychlostí. Při zvýšení sklonu podložky došlo k jejímu nárůstu, což vedlo k zamítnutí $H9_0$ a přijetí $H9_a$.

6.3 Axiální síly a časové parametry opory o hůl

NW může být využívána aktivními sportovci v rámci kondičního tréninku, podobně jako pacienti při rehabilitaci (Jakubec et al., 2009; Kocur & Wilk, 2006; Morgulec-Adamowicz, Marszałek, & Jagustyn, 2011). Vedle zatížení kardiiovaskulárního systému je nutné zabývat se také kloubním a svalový aparát. To platí také pro zatížení horních končetin, které plní při NW klíčovou úlohu. Studie autorů Willson, Torry, Decker, Kernozek a Steadman (2001) popisuje nárůst rychlosti u NW v porovnání s W. Z tohoto hlediska je zřejmé, že se propulze horních končetin aktivně podílí na pohybu vpřed. Podle autorů Hagen et al. (2011) zvýšení rychlosti pohybu při chůzi rovném sklonu podložky vede ke zvýšení nárůstu reakčních sil dolních končetin ve fázi počátečního kontaktu s podložkou. Tento jev může mít negativní dopad na podpůrně pohybový aparát u seniorů, lidí trpících obezitou nebo jedinců s ortopedickými problémy dolních končetin. Z tohoto hlediska je důležité věnovat pozornost silovým proměnným horních končetin, jež mohou pozitivně ovlivnit zatížení kardiorepiračního systému, ale na druhou stranu zvýšit zatížení dolních končetin.

6.3.1 Severská chůze jako posilovací pohybová aktivita

NW byla využívána ve Finsku v polovině 20. století závodními běžci na lyžích v rámci letní přípravy (INWA, n.d.-a). Podle člena české biatlonové reprezentace v současné době sportovci využívají hole během jarní přípravy při nabírání tréninkových objemů. Několikahodinový běh je prokládán NW do prudkého kopce s dlouhým krokem (J. Štvrtecký, personal communication, August 27, 2018).

Zvýšení intenzity zatížení kardiorepiračního systému při NW v porovnání s W je zřejmé (Church et al., 2002; Porcari et al., 1997; Schiffer et al., 2006; Sugiyama et al., 2013). Otázkou je, zdali využití NW v tréninkovém procesu bývá zaměřeno primárně na rozvoj kardiorepirační zdatnosti, na rozvoj koordinačních

schopností, na rozvoj obecné vytrvalosti, nebo má přispívat k rozvoji vytrvalostní síly horních končetin a horní poloviny těla.

Studie autorů Kukkonen-Harjula et al. (2007) se zabývala mimo jiné vlivem NW na vytrvalostní sílu horních končetin u zdravých neobézních žen středního věku se sedavým životním stylem ($n = 121$). Ženy byly rozděleny na skupinu praktikující NW a skupinu praktikující W. Během třinácti týdnů vykonávaly danou pohybovou aktivitu čtyřikrát týdně po dobu 40 minut. Ze závěrů studie vyplývá, že u skupiny praktikující NW nedošlo ke zlepšení vytrvalostní síly horních končetin v porovnání se skupinou praktikující W. K jinému závěru došla studie autora Karawan (1992), která také zkoumala vliv NW na maximální a vytrvalostní sílu horních končetin u skupiny zdravých žen ve věku 20–49 let se sedavým životním stylem ($n = 92$). Probandi absolvovali dvanáctitýdenní program, 4 dny v týdnu po dobu 20–45 minut. Ze závěrů vyplývá, že NW neovlivnila maximální sílu horních končetin, avšak došlo ke zvýšení vytrvalostní síly horních končetin o 37 % ($p < 0,01$).

Předpokládáme, že k rozdílným závěrům mohlo přispět nedodržení několika principů specifičnosti během testování a to u obou studií. Princip specifičnosti v tréninkovém procesu spočívá v tom, že povaha vzniklých adaptací je závislá na povaze tréninkových podnětů. Existuje více druhů specifičnosti: metabolická, biomechanická, kinetická a kinematická, psychologická a specifičnost ve vztahu k tréninkové zkušenosti (Gamble, 2010).

Zmíněná studie autorů Kukkonen-Harjula et al. (2007) evaluovala probandy pomocí testu dynamické extenze v ramenním kloubu, která měla 50 opakování. Hranice pro nízkou zdatnost byla stanovena na 30 opakování, což svědčí o faktu, že pro horní končetiny probandů toto testování bylo značně náročnější, než náročnost, se kterou se potýkali během tréninku NW. Autoři prováděný cvik však blíže nespecifikují, pouze tvrdí, že měl simulovat NW. Nevíme, zdali byl použit stroj, závaží, nebo hmotnost vlastního těla. Domníváme se, že vzniklé adaptace během trénování NW mohly mít jiný charakter, než byl evaluován ve zmiňované studii, přestože v obou případech se jedná o vytrvalostní sílu.

U studie Karawan (1992) byla měřena maximální síla u m. triceps brachii. Také zde je nízká pravděpodobnost, že by trénink vytrvalostní síly během NW významně ovlivnil maximální sílu, což znamená, že během tohoto testování nebyl dodržen princip metabolické specifičnosti. Při hodnocení vytrvalostní síly

účastníci výzkumu prováděli „pádlování“ horními končetinami ve stoji po dobu 1 minuty na modifikovaném plaveckém trenažeru, kde byl měřen celkový výkon. V této studii však díky NW došlo ke zlepšení síly horních končetin.

V obou studiích autorů Karawan (1992) a Kukkonen-Harjula et al. (2007) nebyla dodržena při měření biomechanická specifita. Měření se odehrávalo po celou dobu v otevřeném kinetickém řetězci, přestože se u NW střídá otevřený a uzavřený kinetický řetězec. Autoři Stone, Collins, Plisk, Haff a Stone (2000) uvádí, že při uzavřeném kinetickém řetězci je jedinec schopen generovat větší sílu, než při otevřeném kinetickém řetězci, což mohlo ovlivnit výsledky studie Kukkonen-Harjula et al. (2007).

Také počet opakování během testování (do 50 opakování a opakování během 1 minuty) je velmi odlišný od hodnoty, kterou jedinec dosahuje během klasické tréninkové jednotky NW. Ze zkušenosti víme, že při ní dochází k opakování záběru holí v řádech tisíců. Tento fakt mohl ovlivnit princip metabolické specifity.

Mimo vrcholový sport je NW využívána také v rehabilitačním procesu (Morgulec-Adamowicz et al., 2011; Tschentscher, Niederseer, & Niebauer, 2013). Studie autorů Kocur et al. (2009) zkoumala W, NW a standardní rehabilitační program kardiaků ($n = 80$). Pomocí testové baterie (Rikli & Jones, 2001) zkoumala mimo jiné sílu horních končetin zaměřenou na m. biceps brachii. Ze závěrů je patrné, že u skupiny praktikující NW došlo ke zlepšení o 16 % ($p < 0,001$), avšak u skupiny praktikující W došlo také ke zlepšení o 17 % ($p < 0,05$). Během NW je však mnohem více aktivní m. triceps brachii v porovnání s m. biceps brachii (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2007; Schiffer et al., 2011). Testování v této studii zaměřené na m. biceps brachii dle našeho názoru nebylo vhodně zvoleno ve vztahu k NW.

Předpokládáme, že vzhledem k velmi vysokému počtu opakování pohybů horních končetin během tréninku NW je nutné klasickou NW chápat jako výhradně aerobní pohybovou aktivitu s minimem silových prvků. Na základě různých výsledků zmíněných studií, které se zabývaly změnou silových schopností horních končetin u NW, předpokládáme, že transfer vzniklých adaptací během praktikování NW do silových či rychlostních schopností je možný, ale malý. Navíc autoři Bompa a Buzzichelli (2015) tvrdí, že trénink zaměřený výhradně na aerobní schopnosti může způsobit negativní transfer do

silových a rychlostních schopností. Čím více je tréninková pohybová aktivita podobná aktivitě hodnocené při sportovním výkonu, tím vyšší existuje pravděpodobnost, že mezi aktivitami proběhne pozitivní transfer (Fleck & Kraemer, 2014). Lze předpokládat, že tento princip lze uplatnit i v diagnostice, tudíž při vyšetření NW by se daný pohybový úkol měl NW co nejvíce podobat nebo s ní být totožný. Čím větší zde bude rozdíl, tím bude nižší citlivost testu.

Studie autorů Takeshima et al. (2013) srovnávala NW s W a posilovacími cvičeními s gumovým pásem a jejich vlivy na tělesnou zdatnost u skupiny seniorů (n = 65). U skupiny provádějící posilovací cvičení s gumovým pásem došlo ke zlepšení silových schopností horní poloviny těla o 22,3 %, u skupiny provádějící NW o 11,6 %. Z výsledků je zřejmé, že při pohybové aktivitě zaměřené na posilování (skupina cvičící s gumovým pásem) bylo dosaženo lepších výsledků než u skupiny praktikující NW.

Z výše zmíněných studií vyplývá, že při severské chůzi nezle očekávat značný rozvoj silových schopností svalů horní poloviny těla. Avšak jejich aktivita během severské chůze může být lidskému tělu prospěšná zvláště u těch skupin populace, které jsou dlouhodobě vystaveny pohybové inaktivitě. Podle autorů Gao, Arfat, Wang a Goswami (2018) snížená pohybová aktivita je nejvýznamnějším faktorem, který přispívá ke svalové atrofii. Podle autora Dvořák (2007) také omezení pohybu v určitém kloubu negativně ovlivňuje pohybové vzory daného segmentu s konsekvencemi pro celý organismus.

6.3.2 Vliv rychlosti pohybu

Velikost CF lidské chůze je spontánně volena tak, aby byl minimalizován energetický výdej, případně je přímo zpětnovazebně řízena na základě energetického výdeje (Snaterse, Ton, Kuo, & Donelan, 2011). V naší pilotní studii i studii II docházelo se zvyšující se rychlostí k nárůstu CF. Na základě tvrzení autorů Egerton, Danoudis, Huxham a Ianseck (2011), Chapman (2008) a Ch. Kirtley (2006) se můžeme domnívat, že zvýšení rychlosti bylo řešeno nejen zvýšením CF, ale také prodloužením délky kroku.

Časovým ukazatelem PT při NW na různých druzích povrchu se zabývala studie Schiffer et al. (2009). Autoři zjistili, že PT je významně delší na betonovém povrchu než na trávníku. Studie Schiffer et al. (2011) zjišťovala

vliv hmotnosti hole na PT. Mezi těmito proměnnými nebyla nalezena významná závislost. V naší pilotní studii i studii II se PT zkracovala se zvyšováním rychlosti. Zabývali jsme se také otázkou, zdali rychlost chůze může ovlivnit RPT. Tento vliv však v obou studiích nebyl prokázán.

Studie Hagen et al. (2011) porovnávala vektory reakčních sil vyvolaných axiálními silami opory o hůl během fáze opory o hůl s vektory reakčních sil dolních končetin ve fázi počátečního kontaktu s podložkou. Při podložce v horizontální rovině tyto vektory ve svém směru spolu nekorespondují, dochází k brzdivému účinku dolní končetiny a současně ke zrychlujícímu účinku vyvolanému záběrem hole, čímž dochází k vyššímu zatížení dolní končetiny ve fázi počátečního kontaktu s podložkou. Na druhou stranu směry vektorů reakční síly vyvolané oporou o hůl během oporové fáze korespondují se směrem vektorů reakční síly dolních končetin ve fázi odrazu. To se projeví ve snížení zatížení dolních končetin ve fázi odrazu. Ze studií autorů Willson et al. (2001) a Knight a Caldwell (2000) vyplývá nárůst délky kroku během NW. Domníváme se, že nárůst délky kroku zmenšuje úhel mezi vektorem reakční síly dolní končetiny ve fázi počátečního kontaktu s podložkou a podložkou samotnou a tím zvyšuje její brzdivý účinek. Pokud s narůstající rychlostí dochází k vyššímu brzdivému účinku dolní končetiny ve fázi počátečního kontaktu s podložkou, je pravděpodobné, že s vyšší rychlostí budou narůstat také axiální síly opory o hůl generované horní končetinou tak, aby byla zachována rychlost pohybu vpřed. Tento fakt se potvrdil v naší pilotní studii i studii II, kdy s vyšší rychlostí se zvyšovala PPF a APF.

Počet výstupů zabývajících se IPF není vysoký. Práce Schiffer et al. (2009) zkoumala vliv různých druhů podložky resp. jejich tvrdosti na IPF. Závislost mezi typem sledovaných povrchů a velikostí IPF nebyla prokázána. V naší pilotní studii i studii II se IPF se změnou rychlosti neměnil. Nárůst velikosti sil působících na hole byl při zvyšující se rychlosti kompenzován zkrácením PT. Je důležité si uvědomit, že přestože se IPF se zvýšením rychlosti chůze nezmění, dojde k nárůstu CF.

Z toho důvodu součet všech IPF u rychlejší chůze bude vyšší v porovnání s pomalejší chůzí u stejně dlouhé tréninkové jednotky, protože s nárůstem chůze dojde ke zvýšení počtu krokových cyklů. Pokud se však tréninková jednotka měří na ušlou vzdálenost, předpokládáme, že se IPF nezmění nebo z důvodu

prodloužení délky kroku při rychlejší chůzi může dojít ke snížení počtu krokových cyklů, což může ovlivnit celkový součet IPF během tréninkové jednotky.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

Změna rychlosti pohybu také ovlivnila axiální síly opory o hůl při severské chůzi, kdy při zvýšení rychlosti pohybu došlo k nárůstu maximální síly fáze opory o hůl, průměrné síly fáze opory o hůl a průměrné síly fáze opory o hůl vztažené k době trvání krokového cyklu. Na základě těchto výsledků byla zamítnuta $H10_0$ a přijata $H10_a$.

Změna rychlosti pohybu ovlivnila časové parametry opory o hůl při severské chůzi. Při zvýšení rychlosti chůze došlo k nárůstu frekvence krokového cyklu a ke zkrácení doby opory o hůl. Z toho důvodu byla zamítnuta $H11_0$ a přijata $H11_a$.

6.3.3 Vliv sklonu podložky

Změna sklonu v pilotní studii i studii II významně neovlivnila žádný časový parametr axiálních sil opory o hůl. Přesto však u některých parametrů lze nalézt určité trendy, které souvisí se změnou sklonu. Pilotní studie autorů Svoboda, Stejskal, Jakubec a Krejčí (2011) popisuje narůstající CF se zvyšujícím se sklonem podložky při konstantní rychlosti $7,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Nárůst CF při konstantní rychlosti vysvětlují autoři zkrácením délky kroku. Na druhou stranu studie autorů Leroux, Fung a Barbeau (2002) popisuje nárůst délky kroku se zvyšujícím se sklonem při konstantní rychlosti pohybu. V této studii se jednalo o přirozenou rychlost chůze bez holí ($3,7\pm 0,68 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) na běhacím koberci, kterou si probandi na základě experimentu předem sami zvolili. Z těchto poznatků vyplývá, že při nižších rychlostech chůze se zvýšení sklonu projevuje snížením CF a prodloužením délky kroku a při vyšších rychlostech dochází se zvyšujícím se sklonem k nárůstu CF a ke zkrácení délky kroku. V pilotní studii hranice mezi snižováním a zvyšováním CF nastala při rychlosti $6,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a ve studii II tato hranice nastala při přirozené rychlosti zvýšené o 10 %.

Při zvýšení sklonu podložky dochází při chůzi ke změně pohybového vzorce, kdy je dolní končetina ve fázi počátečního kontaktu v kolenním kloubu

více flektována v porovnání s chůzí rovném sklonu podložky. Dochází ke koncentrické kontrakci extensorů v kyčelním a kolenním kloubu, což způsobuje, že se těžiště pohybuje směrem vzhůru a dochází ke zvyšování potenciální energie (Chapman, 2008). Podle našeho názoru vektory reakčních sil vyvolaných axiálními silami opory o hůl během oporové fáze s vektory reakčních sil dolních končetin ve fázi počátečního kontaktu s podložkou spolu více korespondují než při chůzi rovném sklonu podložky, kde v této fázi působí spíše proti deceleračnímu efektu dolních končetin (viz výše). Z tohoto důvodu zvýšení sil vyvíjené horními končetinami na hole při zvýšení sklonu může napomáhat dolním končetinám k překonávání tíhové síly při zvyšování potenciální energie. Z našeho pohledu této dopomoci využívají pouze zdatnější jedinci.

V pilotní studii při zvýšení sklonu nedošlo k nárůstu PPF, APF, ACPF a IPF, avšak ve studii II u těchto parametrů k nárůstu došlo. Tento rozdíl si vysvětlujeme tak, že pilotní studie se zúčastnilo 10 mužů a 7 žen a ve studii II participovali pouze muži. Ženy mají obecně menší silové schopnosti v porovnání s muži a u horních končetin je tento rozdíl výraznější (Levine, Falkel, & Sawka, 1984; Miller, MacDougall, Tarnopolsky, & Sale, 1993). Domníváme se, že pro ženy bylo v pilotní studii při zvyšování sklonu navyšování sil vyvíjených horními končetinami příliš náročné, tudíž změna v silových parametrech u celého souboru nebyla prokázána.

Také studie autorů Pellegrini et al. (2015) nezaznamenala rozdíl v ACPF při zvýšení sklonu z 0 % na 15 % u skupiny mužů praktikujících NW ($n = 9$), přestože trend zvýšení je patrný ($14,24 \pm 7,40$ N pro sklon 0 % a $18,47 \pm 9,28$ N pro sklon 15 %; $p = 0,096$).

Předpokládáme, že ACPF může být ovlivněno mírou sklonu podložky, kdy při jeho velkém zvýšení nárůst sil působících na hole horními končetinami by byl pro probandy příliš náročný. Také změna CF při zvýšení sklonu podložky může ovlivnit ACPF.

Dosažené výsledky v kontextu s hypotézami

Změna sklonu podložky ovlivnila axiální síly opory o hůl při severské chůzi, kdy při zvýšení sklonu podložky došlo k nárůstu maximální síly fáze opory o hůl, průměrné síly fáze opory o hůl, průměrné síly fáze opory o hůl vztažené

k době trvání krokového cyklu a impulsu síly fáze opory o hůl. Dosažené výsledky vedly k zamítnutí $H12_0$ a přijetí $H12_a$.

Změna sklonu podložky neměla vliv na časové parametry opory o hůl při severské chůzi. Na základě těchto výsledků došlo k přijetí $H13_0$.

6.4 Limity studie

Výzkumný soubor nebyl sestaven na základě randomizovaného výběru, ale na základě dobrovolnosti. Jednalo se o homogenní skupinu mladých, zdravých mužů, studentů FTK UP, u kterých bylo možné předpokládat vyšší úroveň motorických schopností i fyzické zdatnosti v porovnání s běžnou populací. Tento soubor byl během výzkumu také redukován z důvodů zranění a časových indispozic probandů. Výzkumný soubor tvořila skupina, na které není NW primárně cílena. To jsou důvody, které mohou bránit plnému zobecnění výsledků při aplikaci na ostatní skupiny populace.

U EMG byl krokový cyklus rozdělen do 4 fází. Znamená to, že během jedné analyzované fáze bylo řešeno více pohybových úkolů, ve kterých mohl mít EMG signál při změně podmínek různý trend, který však díky tomuto jednoduššímu rozdělení, v porovnání s klasickým dělením, nebyl detekován.

Délka trvání a fyzická náročnost zátěžového protokolu způsobila, že probandi se ke konci testu začali více potit. V některých případech došlo k odlepení bezdrátového senzoru pro měření EMG. Z důvodů časové náročnosti nebylo možné test opakovat, tudíž v těchto případech byl EMG signál analyzován pouze z jedné dolní končetiny.

Chůze na běhacím koberci a v terénu jsou odlišné (Alton et al., 1998). Z toho důvodu by se výsledky dosažené v této studii mohly odlišovat od výsledků získaných měřeními v terénu, kde se běžně tyto aktivity provozují.

7 ZÁVĚRY

Předkládaná dizertační práce zkoumala akutní odpověď organismu na změnu externích faktorů u chůze a severské chůze. Cílem práce bylo srovnání biomechanických a fyziologických parametrů při různé rychlosti pohybu a sklonu podložky u obou typů chůzí za účelem klasifikace biomechanické a fyziologické náročnosti severské chůze. Ta byla laboratorně zkoumána pomocí tří různých metod u skupiny mladých zdravých mužů, kteří před výzkumem absolvovali lekce severské chůze.

Srovnání EMG při chůzi a severské chůzi

Svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin byla u chůze a u severské chůze odlišná.

- V průběhu první poloviny stojné fáze došlo při severské chůzi k nárůstu svalové aktivity BF, GM, a VM z důvodu zvýšených požadavků na udržování vzpřímené pozice těla. Došlo také k poklesu svalové aktivity GL.
- Během druhé poloviny stojné fáze došlo při severské chůzi ke zvýšení svalové aktivity GL v rámci zvýšených nároků propulze v hlezenním kloubu.
- První polovina švihové fáze při severské chůzi byla charakteristická nižší svalovou aktivitou v porovnání s chůzí u většiny svalů (BF, GM, VM, RF a GL).
- V průběhu druhé poloviny švihové fáze došlo k nárůstu svalové aktivity BF, VM a TA v kontextu zvýšených nároků na dolní končetinu při severské chůzi ve fázi počátečního kontaktu.

Vliv rychlosti pohybu na EMG

Zvýšení rychlosti pohybu způsobilo změny ve svalové aktivitě vybraných svalů dolních končetin při chůzi i při severské chůzi u obou sklonů podložky.

- Během první poloviny stojné fáze došlo při zvýšení rychlosti pohybu k poklesu svalové aktivity BF a GM, z důvodu snížení nároků na udržování vzpřímené pozice těla, současně s nárůstem svalové aktivity GL a TA

v důsledku zvýšení nároků na udržování optimální pozice v hlezenním kloubu.

- V průběhu druhé poloviny stojné fáze způsobilo zvýšení rychlosti pohybu nárůst svalové aktivity BF v souvislosti s rychlejší extenzí v kyčelním kloubu. Došlo také během této fáze k nárůstu svalové aktivity TA se současným poklesem svalové aktivity GL z důvodu optimálního postavení bérce v této fázi.
- Během první poloviny švihové fáze došlo při zvýšení rychlosti pohybu k nárůstu svalové aktivity u všech vybraných svalů (BF, VM, RF, GM, GL a TA).
- V druhé polovině švihové fáze způsobilo zvýšení rychlosti pohybu nárůst svalové aktivity RF z důvodu zrychlení extenze v kolenním kloubu. V souvislosti s rychlejší extenzí v kolenním kloubu došlo k nárůstu svalové aktivity GL, který se podílí na deceleraci této extenze v závěru druhé poloviny švihové fáze.

Vliv sklonu podložky na EMG

Zvýšení sklonu podložky se projevilo nárůstem svalové aktivity vybraných svalů dolních končetin u obou typů chůze ve všech rychlostech pohybu.

- Během první poloviny stojné fáze došlo při zvýšení sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity u všech vybraných svalů (BF, VM, RF, GM, GL a TA).
- V druhé polovině stojné fáze způsobilo zvýšení sklonu podložky nárůst svalové aktivity BF, RF a GL v kontextu se zvýšenými požadavky překonávání tíhové síly. Nárůst svalové aktivity TA při zvýšení sklonu brání nadměrné plantární flexi v hlezenním kloubu.
- Zvýšení sklonu podložky způsobilo nárůst svalové aktivity BF v průběhu první poloviny švihové fáze v souvislosti se zvýšenými požadavky na flexi v kolenním kloubu.
- Během druhé poloviny švihové fáze došlo při zvýšení sklonu podložky k nárůstu svalové aktivity BF v kontextu zvýšené flexe v kolenním kloubu na konci švihové fáze. Došlo také k poklesu svalové aktivity GM.

Vliv rychlosti pohybu a sklonu podložky na spiroergometrické parametry a RPE při severské chůzi

Zvýšení rychlosti pohybu při severské chůzi způsobilo nárůst spiroergometrických parametrů a subjektivního vnímání fyzické zátěže stejně tak, jako zvýšení sklonu podložky.

Vliv rychlosti pohybu a sklonu podložky na axiální síly a časové parametry opory o hůl

Zvýšení rychlosti pohybu i zvýšení sklonu podložky při severské chůzi způsobilo nárůst axiálních sil opory o hůl.

- Při zvýšení rychlosti pohybu došlo u severské chůze k nárůstu frekvence krokového cyklu a zkrácení dobu opory o hůl.

Závěry pro praxi

Manipulací s rychlostí pohybu a sklonem podložky lze měnit biomechanickou a fyziologickou náročnost chůze i severské chůze. Tyto závěry mohou najít své uplatnění v rehabilitačním procesu, kde je pacientům indikována jednoduchá aerobní pohybová aktivita zatěžující dolní i horní polovinu těla, jejíž intenzitu lze korigovat. Při potřebě zvýšení svalové aktivity dolních končetin během severské chůze je vhodnější zvýšit sklon podložky před zvýšením rychlosti pohybu. Naopak při potřebě zvýšení sil vyvíjených horními končetinami na hole během severské chůze u méně zdatných jedinců je vhodnější preferovat zvýšení rychlosti pohybu před zvýšením sklonu podložky.

8 SOUHRN

Pohybová inaktivita je jedním z rizikových faktorů pro rozvoj mnoha chronických nemocí včetně kardiovaskulárních chorob, které jsou hlavní příčinou úmrtí ve vyspělých zemích. Jednou z možností aktivního způsobu života je severská chůze, která nachází své využití v tréninkovém procesu, rekreaci a rehabilitaci. Výsledky vědeckých studií zkoumající severskou chůzi jsou však odlišné. Cílem této práce bylo porovnání biomechanických a fyziologických parametrů během chůze a severské chůze při různé rychlosti pohybu a sklonu podložky.

Výzkumný soubor tvořilo 22 zdravých mužů (věk $22,8 \pm 1,4$ let, výška $179,5 \pm 5,1$ cm, hmotnost $74,2 \pm 5,3$ kg), kteří absolvovali lekce severské chůze. Probandi byli při laboratorním vyšetření na běhacím koberci vystaveni zátěžovému protokolu, který obsahoval šest podmínek (tři rychlosti a dva sklony). Pomocí zátěžového protokolu byla měřena svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin při chůzi a při severské chůzi, kdy krokový cyklus byl rozdělen do čtyř fází (první a druhá polovina stojné fáze, první a druhá polovina švihové fáze). Poté probandi absolvovali znovu zmíněných šest zátěžových podmínek, avšak každou samostatně v různých dnech, během kterých jim byly měřeny spiroergometrické parametry a axiální síly opory o hůl při severské chůzi.

Svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin je u chůze a u severské chůze odlišná. Hlavní rozdíl při severské chůzi byl zaznamenán v první polovině švihové fáze, kdy téměř u všech svalů došlo k poklesu jejich aktivity. Ve druhé polovině švihové fáze došlo k nárůstu aktivity u poloviny svalů. Ve stojné fázi došlo k nárůstu i poklesu svalové aktivity, avšak počet ovlivněných svalů byl nižší v porovnání se švihovou fází. Zvýšení rychlosti pohybu se nejvíce projevilo v první polovině švihové fáze, kdy došlo k nárůstu aktivity všech svalů. V ostatních fázích byl u jednotlivých svalů zaznamenán nárůst i pokles jejich aktivity. Zvýšení sklonu podložky nejvíce ovlivnilo první polovinu stojné fáze, kdy došlo ke zvýšení aktivity všech svalů, a druhou polovinu stojné fáze, kdy nárůst aktivity byl pozorován u většiny svalů. Ve švihové fázi při zvýšení sklonu podložky došlo k nárůstu aktivity u několika svalů. Zvýšení rychlosti pohybu

i sklonu podložky při severské chůzi způsobilo nárůst spiroergometrických parametrů, subjektivního vnímání fyzické zátěže a axiálních sil opory o hůl. Zvýšení rychlosti pohybu u severské chůze ovlivnilo časové parametry axiálních sil opory o hůl, avšak se změnou sklonu tyto parametry ovlivněny nebyly. Manipulace s rychlostí pohybu a sklonem podložky ovlivnila fyziologické a biomechanické parametry chůze a severské chůze.

9 SUMMARY

Physical inactivity is one of the risk factors leading to the rise of many chronic diseases such as cardiovascular diseases, which are the main cause of death in western countries. Nordic walking is one of the options for living an active lifestyle. Nordic walking is applicable to training, recreation and rehabilitation. However, many inconsistent results exist in scientific research focused on Nordic walking. The aim of this study was to compare the biomechanical and physiological variables during walking and during Nordic walking in different walking speed and ground slope. The experimental group consisted of 22 healthy men (aged 22.8 ± 1.4 , height 179.5 ± 5.1 cm, weight 74.2 ± 5.3 kg). Prior to the research, study participants became familiar with Nordic walking. The subjects performed Nordic walking and walking on treadmill, and the muscle activity of six muscles of each of the lower limbs was recorded. For measuring of muscle activity, the protocol on the treadmill consists of six conditions, i.e., three velocities (self-selected, self-selected increased by 10%, and self-selected increased by 20%) and two ground slopes (level ground and 8% inclination). For muscle activity analysis, each stride was divided into four phases, i.e., the first half and second half of stance phase and first half and second half of swing phase. For another task, the subjects performed six trials on the treadmill. Each trial represented one of six conditions. During each trial the oxygen consumption, heart rate and poling forces were recorded. The muscle activity of lower limbs differs between Nordic walking and walking. The main difference was found in the first half of swing phase when almost all of the six muscles reduced their activity during Nordic walking. During the second half of swing phase, the activity of half of measured muscles increased. During stance phase, the muscle activity increased and decreased in Nordic walking in comparison with walking. The stance phase was less influenced by Nordic walking than the swing phase. Regarding the effect of speed, the major difference was found in first half of swing phase when the muscle activity increased with faster walking speed. In other phases of stride the increase and decrease of muscle activity was observed. During uphill walking in comparison with level walking,

the activity of all muscles increased in the first half of stance phase. During second half of stance phase the muscle activity increased almost in all cases. During swing phase, the activity of several muscles increased with steeper grade. During Nordic walking, the increased walking speed and the ground slope influenced the oxygen consumption, heart rate, rating of perceived exertion and pole forces when all variables increased. The effect of walking speed influenced time variables of poling forces as well. In conclusion, the effect of walking speed and ground slope influenced biomechanical and physiological variables during walking and during Nordic walking.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, *13*(6), 434-440.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, *17*(2), 159-169. doi: 10.1016/S0966-6362(02)00073-5
- Annaswamy, T. M., Giddings, C. J., Della Croce, U., & Kerrigan, C. (1999). Rectus femoris: Its role in normal gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(8), 930-934. doi: 10.1016/S0003-9993(99)90085-0
- Arendtnielsen, L., Sinkjaer, T., Nielsen, J., & Kallesoe, K. (1991). Electromyographic patterns and knee joint kinematics during walking at various speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *1*(2), 89-95. doi: 10.1016/1050-6411(91)90002-m
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Batlkhani, B., Oyunaa, C., & Odongua, N. (2014). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Value Health*, *17*(7), A774. doi: 10.1016/j.jval.2014.08.337
- BioSpace. (2008). *InBody 720. Precision in body composition analysis. User's Manual*. Retrieved from http://inbody.com/_admin/uploads/GLOBAL/InBody720Nawi_CDmanual_Eng_A.pdf.
- Bobbert, A. C. (1960). Energy expenditure in level and grade walking. *Journal of Applied Physiology*, *15*(6), 1015-1021. doi: 10.1152/jappl.1960.15.6.1015
- Bompa, T. O., & Buzzichelli, C. (2015). *Periodization training for sports* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Booth, F. W., Roberts, C. K., & Laye, M. J. (2012). Lack of exercise is a major cause of chronic diseases. *Comprehensive Physiology*, *2*(2), 1143-1211. doi: 10.1002/cphy.c110025

-
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 16, 55-58. doi: 10.5271/sjweh.1815
- Bortolan, L., Pellegrini, B., & Schena, F. (2009). *Development and validation of a system for poling force measurement in cross-country skiing and nordic walking*. Paper presented at the 27th International Conference on Biomechanics in Sports, Rovereto, IT.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. H. (1996). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Van Dieen, J. H., Kingma, I., & Larnoth, 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.05.017
- Burke, E. R. (1998). *Precision heart rate training*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Busse, R., Blümel, M., Scheller-Kreinsen, D., & Zentner, A. (2010). *Tackling chronic disease in Europe: Strategies, interventions and challenges*. . Copenhagen: WHO, Regional Office for Europe.
- Byrne, C. A., O'Keeffe, D. T., Donnelly, A. E., & Lyons, G. M. (2007). Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(5), 605-616. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.07.008
- Caballero, B., Allen, L., & Prentice, A. (2005). *Encyclopedia of human nutrition* (2nd ed.). Oxford: Elsevier Academic Press.
- CDC. (2015). Target heart rate and estimated maximum heart rate. Retrieved from <https://www.cdc.gov/physicalactivity/basics/measuring/heartrate.htm>.
- Cibulka, M. T., Winters, K., Kampwerth, T., McAfee, B., Payne, L., Roeckenhaus, T., & Ross, S. A. (2016). Predicting foot progression angle during gait using two clinical measures in healthy adults, a preliminary study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(3), 400-408.
- Craik, R. L., & Oatis, C. A. (1995). *Gait analysis: Theory and application*. St. Louis, MO: Mosby.

-
- Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography* (2nd ed.). Sudbury, MA: Jones and Bartlett Publishers.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie 1. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- De Luca, C. J., & Merletti, R. (1988). Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 69(6), 568-575. doi: 10.1016/0013-4694(88)90169-1
- Dedieu, P., & Zanone, P. G. (2012). Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. *Human Movement Science*, 31(3), 660-671. doi: 10.1016/j.humov.2011.07.009
- 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. doi: 10.1080/17461391.2010.551411
- Di Blasio, A., Morano, T., Bucci, I., Di Santo, S., D'Arielli, A., Castro, C. G., . . . Napolitano, G. (2016). Physical exercises for breast cancer survivors: Effects of 10 weeks of training on upper limb circumferences. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(10), 2778-2784. doi: 10.1589/jpts.28.2778
- Donker, S. F., Beek, P. J., Wagenaar, R. C., & Mulder, T. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 33(1), 86-102. doi: 10.1080/00222890109601905
- Downer, D. (2006). *Nordic walking step by step*. [s.l.]: Nordic Walking Publications.
- Dungl, P. (2014). *Ortopedie (2. přepracované a doplněné vydání)*. Praha: Grada Publishing, a.s.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- EC. (2008). EU physical activity guidelines; Recommended policy actions in support of health-enhancing physical activity. Retrieved from http://ec.europa.eu/sport/library/policy_documents/eu-physical-activity-guidelines-2008_en.pdf.
- Egerton, T., Danoudis, M., Huxham, F., & Ianssek, R. (2011). Central gait control mechanisms and the stride length - cadence relationship. *Gait & Posture*, 34(2), 178-182. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.04.006
- Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P., & Llana-Belloch, S. (2015). Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between

-
- Nordic Walking and Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 86(1), 94-99. doi: 10.1080/02701367.2014.975178
- Etnyre, B. R., & Abraham, L. D. (1988). Antagonist muscle-activity during stretching: A paradox re-assessed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(3), 285-289. doi: 10.1249/00005768-198806000-00013
- Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonardi, A., & Schena, F. (2011). Efficacy of Nordic walking in obesity management. *International Journal of Sports Medicine*, 32(6), 407-414. doi: 10.1055/s-0030-1268461
- Finley, F. R., Cody, K. A., & Finizie, R. V. (1969). Locomotion patterns in elderly women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 50(3), 140-146.
- FiTRONiC. (n.d.). *FiTRO Light Gates. Bezdrôtová fotobunková časomiera. Návod na použitie*. Retrieved from http://fitronic.sk/images/upload/fitro/NENG/gates/download/manual_Gates_SK.pdf.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (2014). *Designing resistance training programs* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Franz, J. R., & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, 35(1), 143-147. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.025
- Gamble, P. (2010). *Strength and conditioning for team sports : Sport-specific physical preparation for high performance*. New York, NY: Routledge.
- Gao, Y., Arfat, Y., Wang, H., & Goswami, N. (2018). Muscle Atrophy Induced by Mechanical Unloading: Mechanisms and Potential Countermeasures. *Frontiers in Physiology*, 9, 235. doi: 10.3389/fphys.2018.00235
- Gerilovsky, L., Tsvetinov, P., & Trenkova, G. (1986). H-reflex potentials shape and amplitude changes at different length of relaxed soleus muscle. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 26(8), 641-653.
- Gimmon, Y., Riemer, R., Rashed, H., Shapiro, A., Debi, R., Kurz, I., & Melzer, I. (2015). Age-related differences in pelvic and trunk motion and gait adaptability at different walking speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(5), 791-799. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.05.003
- Gram, B., Christensen, R., Christiansen, C., & Gram, J. (2010). Effects of nordic walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: A randomized controlled

-
- trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(5), 355-361. doi: 10.1227/NEU.0b013e3181e56e0a
- Grimes, D. A., & Schulz, K. F. (2002). An overview of clinical research: the lay of the land. *Lancet*, 359(9300), 57-61. doi: 10.1016/S0140-6736(02)07283-5
- Hagen, M., Hennig, E. M., & Stieldorf, P. (2011). Lower and upper wxtremity loading in nordic walking in comparison with walking and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(1), 22-31. doi: 10.1123/jab.27.1.22
- Hagner-Derengowska, M., Kaluzny, K., Kochanski, B., Hagner, W., Borkowska, A., Czamara, A., & Budzynski, J. (2015). Effects of Nordic Walking and Pilates exercise programs on blood glucose and lipid profile in overweight and obese postmenopausal women in an experimental, nonrandomized, open-label, prospective controlled trial. *Menopause*, 22(11), 1215-1223. doi: 10.1097/GME.0000000000000446
- Hansen, E. A., & Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during Nordic Walking with different pole lengths. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1187-1194. doi: 10.1519/Jsc.0b013e31819f1e2b
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18(4), 436-441. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00699.x
- Hermansen, L., Ekblom, B., & Saltin, B. (1970). Cardiac output during submaximal and maximal treadmill and bicycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, 29(1), 82-86. doi: 10.1152/jappl.1970.29.1.82
- Hermansen, L., & Saltin, B. (1969). Oxygen uptake during maximal treadmill and bicycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, 26(1), 31-37. doi: 10.1152/jappl.1969.26.1.31
- Holmberg, H. C., Lindinger, S., Stoggl, T., Eitzlmair, E., & Muller, E. (2005). Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(5), 807-818. doi: 10.1249/01.MSS.0000162615.47763.C8
- Houglum, P. A., & Bertoti, D. (2012). *Brunnstrom's clinical kinesiology* (6th ed.). Philadelphia: F.A. Davis.

-
- Huang, Y. P., Meijer, O. G., Lin, J. H., Bruijn, S. M., Wu, W. H., Lin, X. C., . . . van Dieen, J. H. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait & Posture*, *31*(4), 444-449. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.019
- Chapman, A. E. (2008). *Biomechanical analysis of fundamental human movements*. Champaign: Human Kinetic.
- Chung, M. J., & Wang, M. J. J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture*, *31*(1), 131-135. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.013
- Church, T. S., Earnest, C. P., & Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *73*(3), 296-300. doi: 10.1080/02701367.2002.10609023
- INWA. (n.d.-a). History of Nordic Walking. Retrieved from <http://www.inwa-nordicwalking.com/inwa-history/>.
- INWA. (n.d.-b). What is Nordic walking? Retrieved from <http://www.inwa-nordicwalking.com/what-is-nordic-walking/>.
- Isakov, E., Keren, O., & Benjuya, N. (2000). Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity. *Prosthetics and Orthotics International*, *24*(3), 216-220. doi: 10.1080/03093640008726550
- Jakubec, A., Stejskal, P., Svoboda, Z., Krejčí, J., Salinger, J., Štěpaník, P., . . . Klimešová, I. (2009). Výzkumný design severské chůze ve světle prvních výsledků. *Medicina Sportiva Bohemica & Slovaca*, *18*(4), 185-190.
- Jensen, S. B., Henriksen, M., Aaboe, J., Hansen, L., Simonsen, E. B., & Alkjaer, T. (2011). Is it possible to reduce the knee joint compression force during level walking with hiking poles? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*(6), e195-e200. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01241.x
- Jurimae, T., Meema, K., Karelson, K., Purge, P., & Jurimae, J. (2009). Intensity of Nordic Walking in young females with different peak O₂ consumption. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *29*(5), 330-334. doi: 10.1111/j.1475-097X.2009.00872.x

-
- Karawan, A. (1992). *The effects of twelve weeks of walking or exerstriding on upper body muscular strength and endurance*. (Diplomová práce), University of Wisconsin–La Crosse, La Crosse, WI.
- Karvonen, M. J., Kentala, E., & Mustala, O. (1957). The effects of training on heart rate: A longitudinal study. *Annales Medicinae Experimentalis et Biologiae Fenniae*, 35(3), 307-315.
- Keast, M. L., Slovinc D'Angelo, M. E., Nelson, C. R., Turcotte, S. E., McDonnell, L. A., Nadler, R. E., . . . Reid, R. D. (2013). Randomized trial of Nordic walking in patients with moderate to severe heart failure. *The Canadian Journal of Cardiology*, 29(11), 1470-1476. doi: 10.1016/j.cjca.2013.03.008
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Wilmore, J. H. (2012). *Physiology of sport and exercise* (5th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kent, M. (2012). *The Oxford dictionary of sports science & medicine*. Oxford: Oxford University Press.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288.
- Klenerman, L., & Wood, B. (2006). *The human foot: A companion to clinical studies*. New York, NY: Springer-Verlag London Limited.
- Knight, C. A., & Caldwell, G. E. (2000). Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(12), 2093-2101. doi: 10.1097/00005768-200012000-00020
- Kocur, P., Deskur-Śmielecka, E., Wilk, M., & Dylewicz, P. (2009). Effects of Nordic Walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome – a controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 23, 995–1004. doi: 10.1177/0269215509337464
- Kocur, P., & Wilk, M. (2006). Nordic Walking – a new form of exercise in rehabilitation. *Medical Rehabilitation*, 10(2), 1-8.

-
- Koh, T. J., & Grabiner, M. D. (1992). Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(5), 701-709. doi: 10.1002/jor.1100100512
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Komi, P. V. (1987). Force measurement during cross-country skiing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, 370-381. doi: 10.1123/ijsb.3.4.370
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale, AZ: Noraxon U.S.A, Inc.
- Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2007). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 14(3), 101-106.
- Kraemer, W. J., Fleck, S. J., & Deschenes, M. R. (2012). *Exercise physiology : Integrated from theory to practical applications* (1st ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business.
- Krejčí, J., Jakubec, A., Pšurný, M., & Janura, M. (2013). Development and validation of system for measuring poling forces during Nordic walking. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 43(3), 49-56. doi: 10.5507/ag.2013.017
- Kukkonen-Harjula, K., Hiilloskorpi, H., Manttari, A., Pasanen, M., Parkkari, J., Suni, J., . . . Laukkanen, R. (2007). Self-guided brisk walking training with or without poles: A randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(4), 316-323. doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00585.x
- Kumar, N., Sharma, G., Sahi, S., & Kumar, A. (2011). Estimation of effects of walking speed to vertical ground reaction force. *International Journal of Biomechatronics and Biomedical Robotics*, 1(4), 252-257.
- Lamoth, C. J. C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture*, 16(2), 101-114. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00146-1

-
- 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.005
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (2002). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait & Posture*, 15(1), 64-74. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00181-3
- Levine, L., Falkel, J. E., & Sawka, M. N. (1984). Upper to lower body strength ratio comparisons between men and women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 16(2), 125. doi: 10.1249/00005768-198404000-00101
- Lindinger, S. J., & Holmberg, H. C. (2011). How do elite cross-country skiers adapt to different double poling frequencies at low to high speeds? *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1103-1119. doi: 10.1007/s00421-010-1736-8
- Malicka, I., Stefanska, M., Rudziak, M., Jarmoluk, P., Pawlowska, K., Szczepanska-Gieracha, J., & Wozniowski, M. (2011). The influence of Nordic walking exercise on upper extremity strength and the volume of lymphoedema in women following breast cancer treatment. *Isokinetics and Exercise Science*, 19(4), 294-304. doi: 10.3233/Ies-2011-0430
- Maud, P. J., & Foster, C. (1995). *Physiological assessment of human fitness*. Champaign: Human Kinetics.
- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N., & Vickers, D. R. (2006). Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2491-2502. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.025
- Miller, A. E., MacDougall, J. D., Tarnopolsky, M. A., & Sale, D. G. (1993). Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66(3), 254-262. doi: 10.1007/bf00235103
- Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., & Clifford, P. S. (1998). Poling forces during roller skiing: Effects of grade. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(11), 1637-1644. doi: 10.1097/00005768-199811000-00013
- Mira, M. (n.d.). *Historie NW*. Retrieved from <http://nordicwalking-olomouc.cz/historie-nw/>.

-
- Mocera, F., Aquilino, G., & Somà, A. (2018). Nordic walking performance analysis with an integrated monitoring system. *Sensors, 18*(5), 1505. doi: 10.3390/s18051505
- Morgulec-Adamowicz, N., Marszałek, J., & Jagustyn, P. (2011). Nordic Walking – a new form of adapted physical activity (a literature review). *Human Movement, 12*(2), 124–132. doi: 10.2478/v10038-011-0009-7
- Morimoto, S. (1986). Effect of length change in muscle-fibers on conduction-velocity in human motor units. *Japanese Journal of Physiology, 36*(4), 773-782. doi: 10.2170/jjphysiol.36.773
- Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine, 46*(1), 290-333.
- Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 46*, 335-360.
- Murray, M. P., Kory, R. C., & Sepic, S. B. (1970). Walking patterns of normal women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 51*(11), 637-650.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics, 34*(11), 1387-1398. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00105-1
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation*. St. Louis, MO: Mosby.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nilsson, J., Jakobsen, V., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2003). Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing. *Sports Biomechanics, 2*(2), 227-236. doi: 10.1080/14763140308522820
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica, 136*(2), 217-227. doi: 10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x
- Nilsson, J., Tinmark, F., Halvorsen, K., & Arndt, A. (2013). Kinematic, kinetic and electromyographic adaptation to speed and resistance in double poling

-
- cross country skiing. *European Journal of Applied Physiology*, 113(6), 1385-1394. doi: 10.1007/s00421-012-2568-5
- Nottingham, S., & Jurasin, A. (2010). *Nordic Walking for total fitness*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ohashi, J. (1995). Difference in changes of surface EMG during low-level static contraction between monopolar and bipolar lead. *Applied Human Science*, 14(2), 79-88. doi: 10.2114/ahs.14.79
- Okada, M. (1987). Effect of muscle length on surface EMG wave forms in isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 56(4), 482-486. doi: 10.1007/Bf00417780
- Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., Berge, J. S., Rohr, E. S., & Kadel, N. J. (2004). The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(6A), 829-834. doi: 10.1682/jrrd.2003.10.0150
- Pandy, M. G., & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12, 401-433. doi: 10.1146/annurev-bioeng-070909-105259
- Park, S. D., & Yu, S. H. (2015). The effects of Nordic and general walking on depression disorder patients' depression, sleep, and body composition. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(8), 2481-2485. doi: 10.1589/jpts.27.2481
- Park, S. K., Yang, D. J., Kang, Y. H., Kim, J. H., Uhm, Y. H., & Lee, Y. S. (2015). Effects of Nordic walking and walking on spatiotemporal gait parameters and ground reaction force. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(9), 2891-2893.
- Parkatti, T., Perttunen, J., & Wacker, P. (2012). Improvements in functional capacity from Nordic walking: A randomized controlled trial among older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 20(1), 93-105. doi: 10.1123/japa.20.1.93
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010a). Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & posture*, 31(2), 241-246. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014

-
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010b). Changes in gait symmetry and velocity after stroke: A cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *24*(9), 783-790. doi: 10.1177/1545968310372091
- Pedersen, B. K., & Saltin, B. (2015). Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*, 1-72. doi: 10.1111/sms.12581
- Pellegrini, B., Boccia, G., Zoppirolli, C., Rosa, R., Stella, F., Bortolan, L., . . . Schena, F. (2018). Muscular and metabolic responses to different Nordic walking techniques, when style matters. *Plos One*, *13*(4), e0195438. doi: 10.1371/journal.pone.0195438
- Pellegrini, B., Bortolan, L., & Schena, F. (2011). Poling force analysis in diagonal stride at different grades in cross country skiers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*(4), 589-597. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.01071.x
- Pellegrini, B., Peyre-Tartaruga, L. A., Zoppirolli, 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). doi: 10.1371/journal.pone.0138906
- Pellegrini, B., Peyre-Tartaruga, L. A., Zoppirolli, C., Bortolan, L., Savoldelli, A., Minetti, A. E., & Schena, F. (2017). Mechanical energy patterns in nordic walking: comparisons with conventional walking. *Gait & Posture*, *51*(1), 234-238. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.010
- Penhaker, M., Imramovský, M., Tiefenbach, P., & Kobza, F. (2004). *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava.
- Pérez-Soriano, P., Encarnación-Martínez, A., Aparicio-Aparicio, I., Giménez, J. V., & Llana-Belloch, S. (2014). Nordic walking: A systematic review. *European Journal of Human Movement*, *33*, 26-45.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare: Slack.

-
- Pierce, J. C., Pope, M. H., Renstrom, P., Johnson, R. J., Dufek, J., & Dillman, C. (1987). Force measurement in cross-country skiing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, 382-391. doi: 10.1123/ijspb.3.4.382
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142-148.
- Porcari, J. P., Bryant, C. X., & Comana, F. (2015). *Exercise physiology*. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.
- Porcari, J. P., Hendrickson, T. L., Walter, P. R., Terry, L., & Walsko, G. (1997). The physiological responses to walking with and without Power Poles(TM) on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 68(2), 161-166. doi: 10.1080/02701367.1997.10607992
- Přidalová, M., & Riegerová, J. (2002). *Funkční anatomie I*. Olomouc: Hanex.
- 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. Gymnica*, 43(3), 57-63. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.04.161
- Reuter, I., Mehnert, S., Leone, P., Kaps, M., Oechsner, M., & Engelhardt, M. (2011). Effects of a flexibility and relaxation programme, walking, and nordic walking on Parkinson's disease. *J Aging Res*, 2011, 232473. doi: 10.4061/2011/232473
- Ricci, J., & Leger, L. A. (1983). VO₂max of cyclists from treadmill, bicycle ergometer and velodrome tests. *European Journal of Applied Physiology*, 50(2), 283-289. doi: 10.1007/bf00422167
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: An interactive teaching and learning course*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Rikli, R., & Jones, J. (2001). *Senior fitness test manual*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research methods in biomechanics* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rodgers, C. D., VanHeest, J. L., & Schachter, C. L. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Medicine and Science in*

-
- Sports and Exercise*, 27(4), 607-611. doi: 10.1249/00005768-199504000-00021
- Rosenrot, P., Wall, J. C., & Charteris, J. (1980). The relationship between velocity, stride time, support time and swing time during normal walking. *Journal of Human Movement Studies* 6(4), 323-335.
- Rota, V., Perucca, L., Simone, A., & Tesio, L. (2011). Walk ratio (step length/cadence) as a summary index of neuromotor control of gait: Application to multiple sclerosis. *International Journal of Rehabilitation Research*, 34(3), 265-269. doi: 10.1097/MRR.0b013e328347be02
- Routledge, F. S., Campbell, T. S., McFetridge-Durdle, J. A., & Bacon, S. L. (2010). Improvements in heart rate variability with exercise therapy. *The Canadian Journal of Cardiology*, 26(6), 303-312. doi: 10.1016/S0828-282X(10)70395-0
- Saladin, K. S., Sullivan, S. J., & Gan, C. A. (2015). *Anatomy & physiology : The unity of form and function* (7th. ed.). New York, NY: McGraw-Hill Education.
- Sekiya, N., & Nagasaki, H. (1998). Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio(step-length/step-rate). *Gait & Posture*, 7(3), 225-227. doi: 10.1016/S0966-6362(98)00009-5
- Sentinelli, F., Cava, V. L., Serpe, R., Boi, A., Incani, M., Manconi, E., . . . Baroni, M. G. (2015). Positive effects of Nordic Walking on anthropometric and metabolic variables in women with type 2 diabetes mellitus. *Science & Sports*, 30(1), 25-32. doi: 10.1016/j.scispo.2014.10.005
- Sgarlato, T. (1965). The angle of gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 55(9), 645-650. doi: 10.7547/87507315-55-9-645
- Schiffer, T., Knicker, A., Dannohl, R., & Struder, H. K. (2009). Energy cost and pole forces during Nordic walking under different surface conditions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 663-668. doi: 10.1249/MSS.0b013e31818b9321
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., & Struder, H. K. (2006). Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *European Journal of Applied Physiology*, 98(1), 56-61. doi: 10.1007/s00421-006-0242-5

- Schiffer, T., Knicker, A., Montanarella, M., & Struder, H. K. (2011). Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(6), 1121-1126. doi: 10.1007/s00421-010-1739-5
- Schmidt, M. R., Winski, N., & Helmkamp, A. (2010). *Nordic fitness: Severské sporty na léto i zimu*. Praha: Jan Vašut.
- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o.
- Snaterse, M., Ton, R., Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2011). Distinct fast and slow processes contribute to the selection of preferred step frequency during human walking. *Journal of Applied Physiology*, *110*(6), 1682-1690. doi: 10.1152/jappphysiol.00536.2010
- Solomonow, M., Baratta, R., Bernardi, M., Zhou, B., Lu, Y., Zhu, M., & Acierno, S. (1994). Surface and wire EMG crosstalk in neighboring muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *4*(3), 131-142. doi: 10.1016/1050-6411(94)90014-0
- Sousa, A. S., & Tavares, J. M. (2012). Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance. *Motor Control*, *16*(4), 480-492. doi: 10.1123/mcj.16.4.480
- Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., & Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during Nordic Walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, *24*(4), 351-359. doi: 10.1123/jab.24.4.351
- Stoggl, T., & Holmberg, H. C. (2011). Force interaction and 3D pole movement in double poling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*(6), e393-e404. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01324.x
- Stolze, H., Kutz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Johnk, K., Deuschl, G., & Illert, M. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *105*(6), 490-497. doi: 10.1016/S0924-980X(97)00055-6
- Stone, M. H., Collins, D., Plisk, S., Haff, G., & Stone, M. E. (2000). Training principles: Evaluation of modes and methods of resistance training.

-
- Strength & Conditioning Journal*, 22(3), 65-76. doi: 10.1519/1533-4295(2000)022<0065
- Street, G. M., & Frederick, E. C. (1995). Measurement of skier-generated forces during roller-ski skating. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(3), 245-256. doi: 10.1123/jab.11.3.245
- 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. doi: 10.1186/1880-6805-32-2
- Suija, K., Pechter, U., Kalda, R., Tahepold, H., Maarros, J., & Maarros, H. I. (2009). Physical activity of depressed patients and their motivation to exercise: Nordic Walking in family practice. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32(2), 132-138. doi: 10.1097/MRR.0b013e32831e44ef
- Svoboda, Z., Stejskal, P., Jakubec, A., & Krejčí, J. (2011). Kinematical analysis, pole forces and energy cost of Nordic walking: Slope influence. *Acta Gymnica*, 42(2), 27-34. doi: 10.5507/ag.2011.010
- Swinnen, E., Baeyens, J. P., Pintens, S., Buyl, R., Goossens, M., Meeusen, R., & Kerckhofs, E. (2013). Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 800-806. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.06.013
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada Publishing, a.s.
- Takeshima, N., Islam, M. M., Rogers, M. E., Rogers, N. L., Sengoku, N., Koizumi, D., . . . Naruse, A. (2013). Effects of nordic walking compared to conventional walking and band-based resistance exercise on fitness in older adults. *Journal of Sports Science & Medicine*, 12(3), 422-430.
- Thibodeau, G. A., & Patton, K. T. (2007). *Anatomy & physiology*. St. Luis, MO: Mosby.
- Tokuhiro, A., Nagashima, H., & Takechi, H. (1985). Electromyographic kinesiology of lower-extremity muscles during slope walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(9), 610-613.

-
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement: An introductory text* (3rd ed.). New York, NY: Churchill Livingstone.
- Tschentscher, M., Niederseer, D., & Niebauer, J. (2013). Health benefits of Nordic Walking: A systematic review. *American Journal of Preventive Medicine*, *44*(1), 76-84. doi: 10.1016/j.amepre.2012.09.043
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, MO: Mosby.
- van Eijkeren, F. J., Reijmers, R. S., Kleinveld, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P., & Bloem, B. R. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, *23*(15), 2239-2243. doi: 10.1002/mds.22293
- Vaughan, C. L. (2009). *The biomechanics of human locomotion*. Cape Town: University of Cape Town.
- Warabi, T., Kato, M., Kiriya, K., Yoshida, T., & Kobayashi, N. (2005). Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neuroscience Research*, *53*(3), 343-348. doi: 10.1016/j.neures.2005.08.005
- White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A., & Lin, H. Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *30*(10), 1537-1542. doi: 10.1097/00005768-199810000-00011
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: Butterworth-Heinemann/Elsevier.
- WHO. (2010). *Global recommendations on physical activity for health*. Geneva: WHO Press, World Health Organization.
- Willson, J., Torry, M. R., Decker, M. J., Kernozek, T., & Steadman, J. R. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(1), 142-147.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2004). *Physiology of sport and exercise* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Wilmot, K., Gentle, J., & Barnett, A. L. (2017). Gait symmetry in individuals with and without developmental coordination disorder. *Research in Developmental Disabilities*, *60*, 107-114. doi: 10.1016/j.ridd.2016.11.016

-
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc.
- Winter, D. A., Fuglevand, A. J., & Archer, S. E. (1994). Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(1), 15-26. doi: 10.1016/1050-6411(94)90023-X
- Wonisch, M., Kraxner, W., Hödl, R., Watzinger, N., Maier, R., Hofmann, P., . . . Fruhwald, F. M. (2003). Spiroergometry in Cardiology - Clinical Applications. *Journal fur Kardiologie*, 10(10), 440-446.
- Yang, J. F., & Winter, D. A. (1985). Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 60(6), 485-491.

11 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Grafické znázornění základních časoprostorových parametrů krokového cyklu	19
Obrázek 2. Krokový (chůzový) cyklus	23
Obrázek 3. Poutko hole	33
Obrázek 4. Hrot hole s odnímatelnou botičkou	34
Obrázek 5. Systém MPAF	62
Obrázek 6. Jednoosý tenzometr vložený do hole	63
Obrázek 7. Schéma přípravy a realizace pilotní studie	64
Obrázek 8. Schéma zátěžového protokolu do vita maxima	66
Obrázek 9. Diagram přípravy a realizace měření	67
Obrázek 10. Schéma jednoho ze zátěžových protokolů pro EMG	69
Obrázek 11. Schéma jednoho ze zátěžových protokolů spiroergometrického vyšetření a MPAF	70
Obrázek 12. Vliv rychlosti na časové a dynamické parametry hor. končetin ...	75
Obrázek 13. Normalizovaná svalová aktivita při přirozené rychlosti severské chůze během jednotlivých fází krokového cyklu	77
Obrázek 14. Normalizovaná svalová aktivita při přirozené rychlosti severské chůze zvýšené o 10 % během jednotlivých fází krok. cyklu	78
Obrázek 15. Normalizovaná svalová aktivita při přirozené rychlosti severské chůze zvýšené o 20 % během jednotlivých fází krok. cyklu	79
Obrázek 16. Vliv rychlosti na spiroergometrické parametry	87
Obrázek 17. Vliv rychlosti na axiální síly a časové parametry opory o hůl	89

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Borgova škála subjektivního vnímání fyzické zátěže.....	i
Příloha 2. Vyjádření Etické komise FTK UP	ii
Příloha 3. Informovaný souhlas	iii
Příloha 4. Průběh měření 3D kinematické analýzy a svalové aktivity	iv
Příloha 5. Spiroergometrické vyšetření severské chůze a měření axiálních sil a časových parametrů opory o hůl	v
Příloha 6. Vliv rychlosti pohybu na ax. síly a časové parametry opory o hůl.....	v
Příloha 7. Vliv rychlosti pohybu na ax. síly a časové parametry opory o hůl v rámcí jednotlivých sklonů	vi
Příloha 8. Procentuální změna svalové aktivity při NW v porovnání s W.....	vii
Příloha 9. Procentuální změna svalové aktivity při zvýšení sklonu podložky ...	ix
Příloha 10. Vliv rychlosti pohybu na svalovou aktivitu	xi
Příloha 11. Vliv rychlosti pohybu na spiroergometrické parametry	xiii
Příloha 12. Vliv rychlosti pohybu na spiroergometrické parametry v rámci jednotlivých sklonů.....	xiii
Příloha 13. Vliv sklonu podložky na spiroergometrické parametry	xiii
Příloha 14. Vliv sklonu podložky na spiroergometrické parametry v rámci jednotlivých rychlostí	xiv
Příloha 15. Vliv rychlosti pohybu na axiální síly a časové parametry opory o hůl.....	xiv
Příloha 16. Vliv rychlosti pohybu na axiální síly a časové parametry opory o hůl v rámci jednotlivých sklonů	xv
Příloha 17. Vliv sklonu podložky na ax. síly a čas. parametry opory o hůl.....	xvi

13 PŘÍLOHY

Příloha 1. Borgova škála subjektivního vnímání fyzické zátěže

Borgova škála	
Bodové hodnocení	Vnímání zátěže
6	
7	velmi velmi lehké
8	
9	velmi lehké
10	
11	docela lehké
12	
13	poněkud těžší
14	
15	těžké
16	
17	velmi těžké
18	
19	velmi velmi těžké
20	

Příloha 2. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph. D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph. D.

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 chůže

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím 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 souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph. D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 3. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas**Název studie (projektu):**

Biomechanická analýza vlivu vnějších faktorů na provedení severské chůze

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

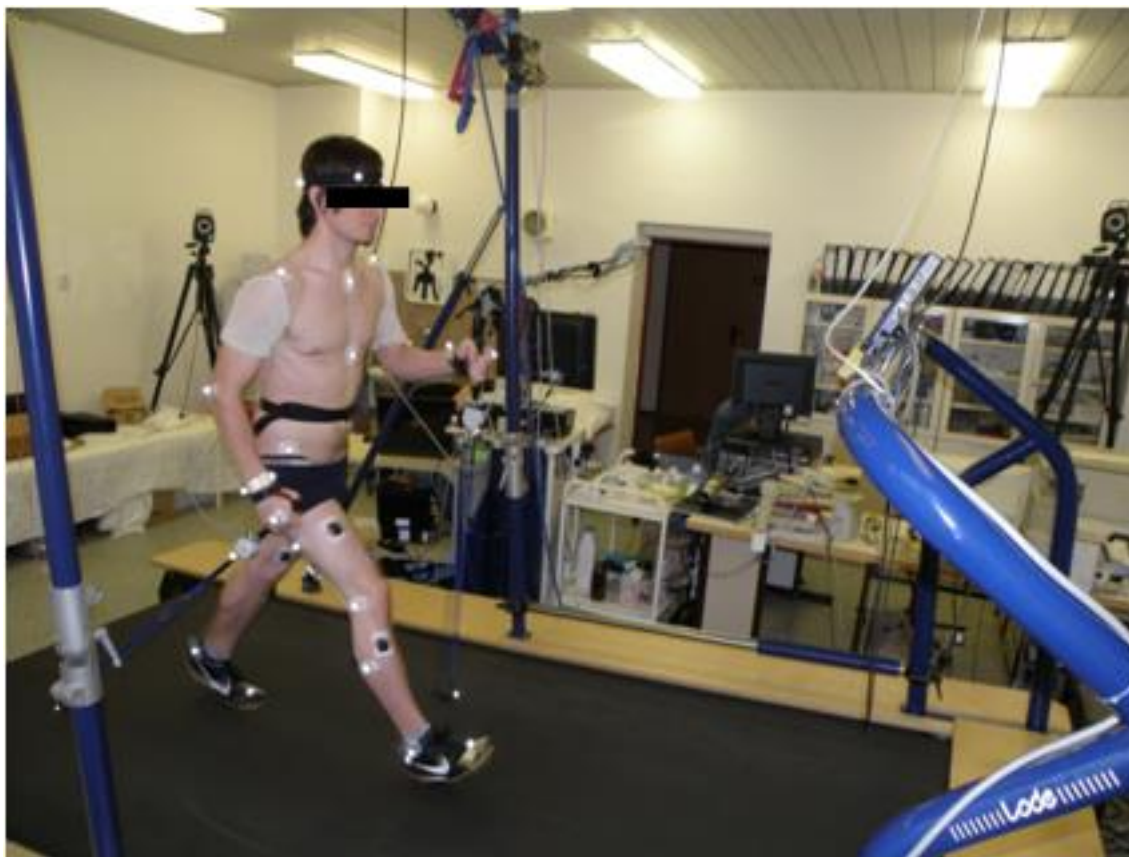
Podpis řešitele výzkumu:

Mgr. Martin Ptunoy

Datum:

Datum:

Příloha 4. Průběh měření 3D kinematické analýzy a svalové aktivity (foto: archiv autora)



Příloha 5. Spiroergometrické vyšetření severské chůze a měření axiálních sil a časových parametrů opory o hůl (foto: archiv autora)



Příloha 6. Vliv rychlosti pohybu na axiální síly a časové parametry opory o hůl

Parametr	Rychlost 6,0 km·h ⁻¹	Rychlost 6,6 km·h ⁻¹	Rychlost 7,2 km·h ⁻¹	Rychlost 7,8 km·h ⁻¹	M ₁ :M ₂	M ₁ :M ₃	M ₁ :M ₄	M ₂ :M ₃	M ₂ :M ₄	M ₃ :M ₄	ANOVA
	M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	M ₃ ± SD ₃	M ₄ ± SD ₄	p ₁	p ₂	p ₃	p ₄	p ₅	p ₆	
CF [Hz]	0,904 ± 0,054	0,958 ± 0,054	1,012 ± 0,052	1,075 ± 0,064	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
PT [s]	0,463 ± 0,09	0,433 ± 0,07	0,408 ± 0,062	0,384 ± 0,064	0,233	0,003	0,000	0,417	0,012	0,426	0,000
RPT [%]	41,55 ± 6,817	41,266 ± 5,767	41,114 ± 5,213	41,003 ± 5,409	0,996	0,987	0,974	0,999	0,997	1,000	0,969
PPF [N]	41,988 ± 16,025	46,913 ± 16,549	53,292 ± 18,287	61,329 ± 18,751	0,572	0,016	0,000	0,341	0,001	0,152	0,000
APF [N]	21,276 ± 8,263	22,71 ± 8,207	24,937 ± 8,717	27,389 ± 8,758	0,868	0,199	0,005	0,630	0,057	0,552	0,002
ACPF [N]	9,218 ± 4,433	9,676 ± 4,236	10,566 ± 4,444	11,527 ± 4,504	0,965	0,503	0,078	0,794	0,220	0,753	0,047
IPF [N·s]	10,403 ± 5,501	10,256 ± 4,908	10,594 ± 4,836	10,91 ± 4,72	0,999	0,998	0,968	0,990	0,934	0,992	0,923

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *ANOVA* – analýza rozptylu, *CF* – frekvence krokového cyklu, *PT* – doba opory o hůl, *RPT* – relativní doba opory o hůl, *PPF* – maximální síla fáze opory o hůl, *APF* – průměrná síla fáze opory o hůl, *ACPF* – průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu, *IPF* – impuls síly fáze opory o hůl

Příloha 7. Vliv rychlosti pohybu na axiální síly a časové parametry opory o hůl v rámci jednotlivých sklonů

Parametr	Sklon	Rychlost 6,0 km·h ⁻¹	Rychlost 6,6 km·h ⁻¹	Rychlost 7,2 km·h ⁻¹	Rychlost 7,8 km·h ⁻¹	M ₁ :M ₂	M ₁ :M ₃	M ₁ :M ₄	M ₂ :M ₃	M ₂ :M ₄	M ₃ :M ₄
		M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	M ₃ ± SD ₃	M ₄ ± SD ₄	p ₁	p ₂	p ₃	p ₄	p ₅	p ₆
CF [Hz]	0 %	0,913 ± 0,058	0,961 ± 0,052	1,008 ± 0,056	1,064 ± 0,063	0,856	0,019	0,000	0,895	0,006	0,681
	5 %	0,901 ± 0,053	0,951 ± 0,059	1,014 ± 0,051	1,077 ± 0,064	0,845	0,001	0,000	0,501	0,000	0,494
	8 %	0,898 ± 0,055	0,963 ± 0,052	1,015 ± 0,051	1,083 ± 0,067	0,449	0,000	0,000	0,774	0,000	0,374
PT [s]	0 %	0,45 ± 0,101	0,415 ± 0,078	0,398 ± 0,068	0,386 ± 0,073	0,999	0,954	0,828	1,000	1,000	1,000
	5 %	0,466 ± 0,078	0,437 ± 0,07	0,425 ± 0,061	0,38 ± 0,068	1,000	0,994	0,402	1,000	0,926	0,989
	8 %	0,473 ± 0,094	0,446 ± 0,063	0,403 ± 0,057	0,386 ± 0,053	1,000	0,736	0,378	0,990	0,885	1,000
RPT [%]	0 %	40,847 ± 8,263	39,76 ± 6,68	39,784 ± 5,552	40,783 ± 6,273	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	5 %	41,729 ± 5,66	41,265 ± 5,396	42,854 ± 5,168	40,635 ± 5,552	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	8 %	42,074 ± 6,636	42,773 ± 5,036	40,703 ± 4,704	41,59 ± 4,551	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
PPF [N]	0 %	38,664 ± 15,303	42,447 ± 16,854	50,919 ± 20,309	56,516 ± 16,953	1,000	0,964	0,641	0,998	0,904	1,000
	5 %	42,837 ± 16,57	47,938 ± 16,333	53,819 ± 18,607	62,394 ± 19,339	1,000	0,985	0,485	1,000	0,886	0,998
	8 %	44,463 ± 16,576	50,352 ± 16,435	55,136 ± 16,628	65,078 ± 19,916	1,000	0,988	0,391	1,000	0,872	0,993
APF [N]	0 %	19,19 ± 7,641	20,672 ± 8,913	23,376 ± 10,256	25,072 ± 8,318	1,000	0,998	0,967	1,000	0,997	1,000
	5 %	21,959 ± 8,696	23,179 ± 7,547	25,57 ± 7,592	28,154 ± 8,951	1,000	1,000	0,952	1,000	0,992	1,000
	8 %	22,678 ± 8,495	24,28 ± 8,174	25,865 ± 8,409	28,94 ± 9,027	1,000	1,000	0,948	1,000	0,995	1,000
ACPF [N]	0 %	8,268 ± 4,126	8,602 ± 4,534	9,682 ± 5,199	10,505 ± 4,362	1,000	1,000	0,998	1,000	0,999	1,000
	5 %	9,494 ± 4,566	9,72 ± 3,646	11,263 ± 4,138	11,808 ± 4,749	1,000	1,000	0,997	1,000	0,999	1,000
	8 %	9,893 ± 4,693	10,707 ± 4,457	10,754 ± 4,022	12,27 ± 4,475	1,000	1,000	0,996	1,000	1,000	1,000
IPF [N·s]	0 %	9,219 ± 4,952	9,116 ± 5,306	9,796 ± 5,758	10,054 ± 4,682	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	5 %	10,736 ± 5,734	10,401 ± 4,403	11,242 ± 4,397	11,166 ± 5,002	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	8 %	11,254 ± 5,898	11,252 ± 5,026	10,743 ± 4,411	11,511 ± 4,629	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *CF* – frekvence krokového cyklu, *PT* – doba opory o hůl, *RPT* – relativní doba opory o hůl, *PPF* – maximální síla fáze opory o hůl, *APF* – průměrná síla fáze opory o hůl, *ACPF* – průměrná síla fáze opory o hůl vztahovaná k době trvání krokového cyklu, *IPF* – impuls síly fáze opory o hůl

Příloha 8. Procentuální změna svalové aktivity při NW v porovnání s W

Sval	Sklon	Rychlost	ST1	ST2	SW1	SW2	ST1	ST2	SW1	SW2
			Me ₁ [%]	Me ₂ [%]	Me ₃ [%]	Me ₄ [%]	p ₁	p ₂	p ₃	p ₄
bic fem	0 %	v0	34	-10	-48	45	0,001	0,445	0,001	0,011
		v10	39	-16	-34	58	0,004	0,007	0,022	0,007
		v20	26	-29	-1	52	0,016	0,072	0,884	0,001
	8 %	v0	32	16	-48	4	0,004	0,390	0,017	0,223
		v10	18	-15	-32	36	0,077	0,570	0,088	0,006
		v20	16	-34	-7	39	0,067	0,200	0,638	0,000
gast lat	0 %	v0	-28	14	-10	-17	0,006	0,022	0,004	0,527
		v10	-25	21	-14	10	0,005	0,036	0,009	0,709
		v20	-11	11	-21	22	0,072	0,067	0,002	0,277
	8 %	v0	-35	51	2	11	0,012	0,042	0,661	0,445
		v10	-21	21	-8	1	0,115	0,095	0,039	0,758
		v20	-18	30	-10	4	0,685	0,004	0,022	0,808
glu med	0 %	v0	12	2	-1	5	0,001	0,158	0,067	0,858
		v10	6	0	-18	-1	0,000	0,168	0,003	0,158
		v20	3	-2	-29	43	0,024	0,548	0,006	0,003
	8 %	v0	13	1	-4	-17	0,108	0,638	0,131	0,095
		v10	2	9	-15	2	0,884	0,935	0,095	0,615
		v20	8	-1	-32	3	0,200	0,200	0,003	0,123
rec fem	0 %	v0	0	-12	-21	-34	0,158	0,123	0,014	0,095
		v10	-2	-16	-25	-23	0,390	0,291	0,036	0,884
		v20	-12	-7	-42	15	0,140	0,808	0,004	0,615
	8 %	v0	9	-13	-9	-23	0,445	0,338	0,372	0,115
		v10	-9	6	-15	7	0,833	0,638	0,026	0,961
		v20	-16	-13	-45	10	0,291	0,189	0,003	0,095
tib ant	0 %	v0	7	-23	-13	12	0,189	0,223	0,277	0,082
		v10	-22	-26	-22	28	0,426	0,058	0,082	0,062
		v20	-23	-11	-10	31	0,236	0,408	0,108	0,024
	8 %	v0	2	-12	-6	4	0,211	0,465	0,833	0,263
		v10	-3	-12	-18	58	0,910	0,858	0,709	0,039
		v20	-24	-1	-10	87	0,178	0,758	0,291	0,005
vas med	0 %	v0	22	1	-27	-12	0,006	0,884	0,005	0,548
		v10	13	8	-37	58	0,306	0,338	0,017	0,004
		v20	7	2	-18	60	0,506	0,445	0,263	0,002
	8 %	v0	27	-13	-10	-10	0,046	0,408	0,140	0,140
		v10	-1	-27	-39	15	0,935	0,263	0,003	0,661
		v20	6	-25	-59	55	0,485	0,039	0,000	0,012

Vysvětlivky: ST1 – první polovina stojné fáze, ST2 – druhá polovina stojné fáze, SW1 – první polovina švihové fáze, SW2 – druhá polovina švihové fáze, Me [%] – procentuálně vyjádřený rozdíl ve svalové aktivitě mezi běžnou chůzí a severskou chůzí pro danou fázi krokového cyklu. Kladné hodnoty znamenají

nárůst svalové aktivity u NW v porovnání s běžnou chůzí; *p* – hodnota pravděpodobnosti, *bic fem* – m. biceps femoris, *gast lat* – m. gastrocnemius lateralis, *glu med* – m. gluteus medius, *rec fem* – m. rectus femoris, *tib ant* – m. tibialis anterior, *vas med* – m. vastus medialis, *v0* – přirozená rychlost severské chůze, *v10* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, *v20* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 9. Procentuální změna svalové aktivity při zvýšení sklonu podložky

Sval	Typ chůze	Rychlost	ST1	ST2	SW1	SW2	ST1	ST2	SW1	SW2
			Me ₁ [%]	Me ₂ [%]	Me ₃ [%]	Me ₄ [%]	p ₁	p ₂	p ₃	p ₄
bic fem	NW	v0	45	30	-9	44	0,000	0,020	0,783	0,001
		v10	23	8	27	43	0,000	0,005	0,000	0,000
		v20	30	8	39	48	0,014	0,131	0,005	0,000
	W	v0	47	1	-9	101	0,000	0,935	0,445	0,000
		v10	44	7	23	67	0,000	0,592	0,006	0,001
		v20	42	16	49	61	0,000	0,077	0,000	0,004
gast lat	NW	v0	21	103	6	12	0,009	0,000	0,010	0,910
		v10	52	21	7	-12	0,000	0,002	0,263	0,961
		v20	47	22	8	-4	0,000	0,007	0,592	0,833
	W	v0	34	54	-7	-16	0,002	0,000	0,223	0,485
		v10	46	21	0	-4	0,000	0,019	0,733	0,910
		v20	58	4	-5	13	0,000	0,168	0,709	0,158
glu med	NW	v0	34	2	-1	-6	0,000	0,249	0,808	0,758
		v10	23	5	7	18	0,000	0,211	0,168	0,002
		v20	25	3	8	-4	0,001	0,249	0,758	0,465
	W	v0	32	3	2	18	0,000	0,006	0,884	0,020
		v10	28	-4	3	14	0,000	0,910	0,445	0,006
		v20	20	3	13	33	0,000	0,291	0,058	0,003
rec fem	NW	v0	7	8	8	-2	0,200	0,031	0,019	0,615
		v10	8	24	7	13	0,833	0,031	0,236	0,506
		v20	13	8	2	-1	0,009	0,010	0,910	0,783
	W	v0	-2	9	-6	-16	0,236	0,039	0,026	0,355
		v10	17	-1	-5	-19	0,961	0,077	0,833	0,833
		v20	18	15	6	4	0,002	0,000	0,570	0,833
tib ant	NW	v0	10	36	-10	5	0,010	0,026	0,140	0,506
		v10	32	21	10	17	0,001	0,000	0,408	0,833
		v20	36	23	6	25	0,000	0,002	0,077	0,131
	W	v0	16	19	-17	13	0,026	0,077	0,236	0,006
		v10	6	2	5	-5	0,016	0,592	0,685	0,465
		v20	38	11	5	-12	0,002	0,028	0,050	0,709
vas med	NW	v0	6	-19	11	-16	0,783	0,548	0,615	0,014
		v10	2	-20	1	0	0,277	0,189	0,372	0,506
		v20	5	-6	-18	-5	0,592	0,615	0,019	0,783
	W	v0	2	-7	-11	-18	0,158	0,168	0,506	0,709
		v10	18	18	5	37	0,046	0,062	0,935	0,039
		v20	6	27	64	-1	0,007	0,022	0,131	0,910

Vysvětlivky: ST1 – první polovina stojné fáze, ST2 – druhá polovina stojné fáze, SW1 – první polovina švihové fáze, SW2 – druhá polovina švihové fáze, Me [%] – procentuálně vyjádřený rozdíl ve svalové aktivitě při zvýšení sklonu podložky

z 0 % na 8 % pro danou fázi krokového cyklu, p – hodnota pravděpodobnosti, *bic fem* – m. biceps femoris, *gast lat* – m. gastrocnemius lateralis, *glu med* – m. gluteus medius, *rec fem* – m. rectus femoris, *tib ant* – m. tibialis anterior, *vas med* – m. vastus medialis, *NW* – severská chůze, *W* – chůze, $v0$ – přirozená rychlost severské chůze, $v10$ – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, $v20$ – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 10. Vliv rychlosti pohybu na svalovou aktivitu

Sval	Typ chůze	Sklon	Rychlost	ST1	ST2	SW1	SW2	ST1	ST2	SW1	SW2
				Me ₁	Me ₂	Me ₃	Me ₄	p ₁	p ₂	p ₃	p ₄
bic fem	NW	0 %	v0	0,927	0,535	0,929	1,725				
			v10	0,892	0,610	1,491	1,954	0,002	0,000	0,000	0,873
			v20	0,767	0,712	2,417	1,750				
		8 %	v0	1,343	0,696	0,848	2,482				
			v10	1,098	0,660	1,900	2,798	0,000	0,012	0,000	0,195
			v20	0,998	0,769	3,369	2,583				
	W	0 %	v0	0,690	0,593	1,793	1,191				
			v10	0,643	0,730	2,268	1,235	0,186	0,000	0,000	0,293
			v20	0,608	1,000	2,435	1,151				
		8 %	v0	1,014	0,602	1,638	2,388				
			v10	0,928	0,778	2,784	2,058	0,108	0,000	0,000	0,483
			v20	0,861	1,158	3,625	1,859				
gast lat	NW	0 %	v0	1,117	0,876	0,451	0,672				
			v10	1,632	0,800	0,489	0,971	0,000	0,036	0,000	0,000
			v20	2,256	0,626	0,649	1,133				
		8 %	v0	1,354	1,783	0,476	0,752				
			v10	2,487	0,968	0,523	0,857	0,000	0,000	0,000	0,001
			v20	3,319	0,763	0,699	1,083				
	W	0 %	v0	1,557	0,770	0,501	0,807				
			v10	2,172	0,663	0,567	0,882	0,000	0,006	0,000	0,006
			v20	2,547	0,564	0,822	0,927				
		8 %	v0	2,093	1,183	0,468	0,681				
			v10	3,164	0,801	0,566	0,849	0,000	0,000	0,000	0,003
			v20	4,029	0,587	0,779	1,044				
glu med	NW	0 %	v0	1,006	0,849	0,850	1,570				
			v10	0,930	0,834	0,850	1,517	0,000	0,108	0,000	0,664
			v20	0,890	0,826	1,089	1,568				
		8 %	v0	1,345	0,869	0,837	1,471				
			v10	1,148	0,873	0,911	1,788	0,000	0,873	0,000	0,016
			v20	1,112	0,852	1,176	1,504				
	W	0 %	v0	0,902	0,831	0,859	1,501				
			v10	0,875	0,833	1,036	1,532	0,001	0,048	0,000	0,000
			v20	0,864	0,841	1,529	1,099				
		8 %	v0	1,191	0,857	0,872	1,765				
			v10	1,124	0,802	1,067	1,752	0,032	0,048	0,000	0,003
			v20	1,034	0,864	1,736	1,463				

Příloha 10. Vliv rychlosti pohybu na svalovou aktivitu (*pokračování*)

Sval	Typ chůze	Sklon	Rychlost	ST1	ST2	SW1	SW2	ST1	ST2	SW1	SW2
				Me ₁	Me ₂	Me ₃	Me ₄	p ₁	p ₂	p ₃	p ₄
rec fem	NW	0 %	v0	0,841	0,761	0,651	1,137				
			v10	0,773	0,781	0,802	1,434	0,422	0,106	0,000	0,000
			v20	0,813	0,871	0,939	1,905				
		8 %	v0	0,900	0,821	0,703	1,110				
			v10	0,837	0,972	0,860	1,614	0,028	0,007	0,000	0,001
			v20	0,916	0,942	0,957	1,888				
	W	0 %	v0	0,843	0,868	0,820	1,718				
			v10	0,787	0,927	1,072	1,859	0,016	0,385	0,000	0,422
			v20	0,920	0,936	1,624	1,650				
		8 %	v0	0,827	0,944	0,772	1,445				
			v10	0,917	0,917	1,015	1,514	0,000	0,075	0,000	0,385
			v20	1,085	1,079	1,729	1,716				
tib ant	NW	0 %	v0	0,510	0,707	1,108	1,857				
			v10	0,424	0,925	1,493	1,961	0,483	0,000	0,000	0,002
			v20	0,504	1,216	2,349	1,461				
		8 %	v0	0,561	0,961	0,998	1,945				
			v10	0,558	1,123	1,645	2,285	0,015	0,000	0,000	0,142
			v20	0,687	1,498	2,480	1,832				
	W	0 %	v0	0,477	0,920	1,275	1,656				
			v10	0,543	1,251	1,908	1,533	0,000	0,000	0,000	0,003
			v20	0,658	1,370	2,618	1,114				
		8 %	v0	0,553	1,095	1,058	1,876				
			v10	0,574	1,280	1,999	1,450	0,000	0,000	0,000	0,000
			v20	0,905	1,516	2,759	0,982				
vas med	NW	0 %	v0	0,832	0,751	0,542	1,760				
			v10	0,716	0,726	0,672	2,224	0,186	0,956	0,000	0,032
			v20	0,717	0,669	1,365	2,320				
		8 %	v0	0,881	0,605	0,601	1,470				
			v10	0,733	0,582	0,681	2,220	0,170	0,664	0,000	0,002
			v20	0,753	0,631	1,116	2,214				
	W	0 %	v0	0,683	0,746	0,746	1,996				
			v10	0,632	0,675	1,064	1,411	0,032	0,244	0,000	0,028
			v20	0,669	0,658	1,659	1,449				
		8 %	v0	0,694	0,697	0,667	1,636				
			v10	0,743	0,799	1,115	1,935	0,057	0,422	0,000	0,000
			v20	0,708	0,838	2,727	1,430				

Vysvětlivky: ST1 – první polovina stojné fáze, ST2 – druhá polovina stojné fáze, SW1 – první polovina švihové fáze, SW2 – druhá polovina švihové fáze, Me – normalizovaná svalová aktivita pro danou fázi krokového cyklu, p – hodnota pravděpodobnosti, *bic fem* – m. biceps femoris, *gast lat* – m. gastrocnemius lateralis, *glu med* – m. gluteus medius, *rec fem* – m. rectus femoris, *tib ant* – m. tibialis anterior, *vas med* – m. vastus medialis, NW – severská chůze, W – chůze, v0 – přirozená rychlost severské chůze, v10 – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, v20 – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 11. Vliv rychlosti pohybu na spiroergometrické parametry

Parametr	Rychlost v0	Rychlost v10	Rychlost v20	M ₁ :M ₂	M ₁ :M ₃	M ₂ :M ₃	ANOVA
	M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	M ₃ ± SD ₃	p ₁	p ₂	p ₃	
VO ₂ [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	22,4 ± 4,9	25,6 ± 5,7	30,7 ± 7,2	0,000	0,000	0,000	0,000
SF [tep·min ⁻¹]	121 ± 16	130 ± 19	143 ± 20	0,009	0,000	0,000	0,000
RPE	8,9 ± 1,6	10,5 ± 2	12,4 ± 2,3	0,000	0,000	0,000	0,000

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *ANOVA* – analýza rozptylu, *VO₂* – spotřeba kyslíku, *SF* – srdeční frekvence, *RPE* – subjektivní vnímání fyzické zátěže na škále 6–20, *v0* – přirozená rychlost severské chůze, *v10* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, *v20* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 12. Vliv rychlosti pohybu na spiroergometrické parametry v rámci jednotlivých sklonů

Parametr	Sklon	Rychlost v0	Rychlost v10	Rychlost v20	M ₁ :M ₂	M ₁ :M ₃	M ₂ :M ₃
		M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	M ₃ ± SD ₃	p ₁	p ₂	p ₃
VO ₂ [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	0 %	18,0 ± 2,2	20,7 ± 2,5	25,0 ± 3,5	0,227	0,000	0,003
	8 %	26,7 ± 2,3	30,5 ± 3,2	36,5 ± 5,1	0,016	0,000	0,000
SF [tep·min ⁻¹]	0 %	111 ± 10	118 ± 13	129 ± 15	0,732	0,002	0,178
	8 %	131 ± 13	142 ± 16	157 ± 14	0,189	0,000	0,039
RPE	0 %	8,0 ± 1,3	9,1 ± 1,4	10,7 ± 1,3	0,283	0,000	0,019
	8 %	9,9 ± 1,3	12,0 ± 1,2	14,1 ± 1,7	0,001	0,000	0,000

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *VO₂* – spotřeba kyslíku, *SF* – srdeční frekvence, *RPE* – subjektivní vnímání fyzické zátěže na škále 6–20, *v0* – přirozená rychlost severské chůze, *v10* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, *v20* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 13. Vliv sklonu podložky na spiroergometrické parametry

Parametr	Sklon 0 %	Sklon 8 %	M ₁ :M ₂
	M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	p
VO ₂ [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	21,2 ± 4	31,2 ± 5,4	0,000
SF [tep·min ⁻¹]	119 ± 15	143 ± 18	0,000
RPE	9,2 ± 1,7	12 ± 2,2	0,000

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *VO₂* – spotřeba kyslíku, *SF* – srdeční frekvence, *RPE* – subjektivní vnímání fyzické zátěže na škále 6–20

Příloha 14. Vliv sklonu podložky na spiroergometrické parametry v rámci jednotlivých rychlostí

Parametr	Rychlost	Sklon 0 %	Sklon 8 %	M ₁ :M ₂
		M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	<i>p</i>
VO ₂ [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	v0	18,0 ± 2,2	26,7 ± 2,3	0,000
	v10	20,7 ± 2,5	30,5 ± 3,2	0,000
	v20	25,0 ± 3,5	36,5 ± 5,1	0,000
SF [tep·min ⁻¹]	v0	111 ± 10	131 ± 13	0,001
	v10	118 ± 13	142 ± 16	0,000
	v20	129 ± 15	157 ± 14	0,000
RPE	v0	8,0 ± 1,3	9,9 ± 1,3	0,002
	v10	9,1 ± 1,4	12,0 ± 1,2	0,000
	v20	10,7 ± 1,3	14,1 ± 1,7	0,000

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *VO₂* – spotřeba kyslíku, *SF* – srdeční frekvence, *RPE* – subjektivní vnímání fyzické zátěže na škále 6–20, *v0* – přirozená rychlost severské chůze, *v10* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, *v20* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 15. Vliv rychlosti pohybu na axiální síly a časové parametry opory o hůl

Parametr	Rychlost v0	Rychlost v10	Rychlost v20	M ₁ :M ₂	M ₁ :M ₃	M ₂ :M ₃	ANOVA
	M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	M ₃ ± SD ₃	<i>p</i> ₁	<i>p</i> ₂	<i>p</i> ₃	
CF [Hz]	0,937 ± 0,038	0,989 ± 0,036	1,045 ± 0,044	0,000	0,000	0,000	0,000
PT [s]	0,44 ± 0,049	0,41 ± 0,041	0,392 ± 0,035	0,005	0,000	0,132	0,000
RPT [%]	41,124 ± 4,278	40,515 ± 4,063	40,892 ± 3,659	0,776	0,964	0,907	0,772
PPF [N]	43,045 ± 12,564	49,264 ± 14,528	57,822 ± 14,299	0,106	0,000	0,015	0,000
APF [N]	22,793 ± 6,058	24,805 ± 6,617	27,417 ± 6,167	0,308	0,003	0,139	0,002
ACPF [N]	9,578 ± 2,954	10,282 ± 3,157	11,394 ± 2,939	0,536	0,018	0,213	0,016
IPF [N·s]	10,269 ± 3,267	10,418 ± 3,236	10,929 ± 2,851	0,974	0,600	0,736	0,571

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hodnota pravděpodobnosti, *ANOVA* – analýza rozptylu, *CF* – frekvence krokového cyklu, *PT* – doba opory o hůl, *RPT* – relativní doba opory o hůl, *PPF* – maximální síla fáze opory o hůl, *APF* – průměrná síla fáze opory o hůl, *ACPF* – průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu, *IPF* – impuls síly fáze opory o hůl, *v0* – přirozená rychlost severské chůze, *v10* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, *v20* – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 16. Vliv rychlosti pohybu na axiální síly a časové parametry opory o hůl v rámci jednotlivých sklonů

Parametr	Sklon	Rychlost v0	Rychlost v10	Rychlost v20	M ₁ :M ₂	M ₁ :M ₃	M ₂ :M ₃
		M ₁ ± SD ₁	M ₂ ± SD ₂	M ₃ ± SD ₃	p ₁	p ₂	p ₃
CF [Hz]	0 %	0,939 ± 0,037	0,988 ± 0,036	1,036 ± 0,038	0,006	0,000	0,008
	8 %	0,934 ± 0,039	0,99 ± 0,036	1,054 ± 0,048	0,001	0,000	0,000
PT [s]	0 %	0,431 ± 0,058	0,403 ± 0,048	0,397 ± 0,036	0,430	0,222	0,999
	8 %	0,449 ± 0,037	0,417 ± 0,034	0,386 ± 0,034	0,285	0,000	0,324
RPT [%]	0 %	40,376 ± 5,143	39,783 ± 4,811	41,119 ± 3,796	0,999	0,996	0,942
	8 %	41,873 ± 3,14	41,247 ± 3,087	40,665 ± 3,592	0,998	0,962	0,999
PPF [N]	0 %	40,758 ± 13,101	46,223 ± 13,464	54,356 ± 13,717	0,880	0,060	0,566
	8 %	45,332 ± 11,858	52,305 ± 15,216	61,288 ± 14,33	0,720	0,013	0,450
APF [N]	0 %	21,383 ± 6,949	22,926 ± 5,734	25,667 ± 5,798	0,983	0,376	0,819
	8 %	24,204 ± 4,763	26,683 ± 7,027	29,168 ± 6,152	0,874	0,212	0,873
ACPF [N]	0 %	8,829 ± 3,267	9,365 ± 2,816	10,743 ± 2,769	0,996	0,465	0,790
	8 %	10,327 ± 2,453	11,199 ± 3,273	12,045 ± 3,022	0,965	0,590	0,969
IPF [N·s]	0 %	9,437 ± 3,542	9,487 ± 2,854	10,39 ± 2,712	1,000	0,956	0,965
	8 %	11,101 ± 2,804	11,349 ± 3,388	11,468 ± 2,947	1,000	0,999	1,000

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, CF – frekvence krokového cyklu, PT – doba opory o hůl, RPT – relativní doba opory o hůl, PPF – maximální síla fáze opory o hůl, APF – průměrná síla fáze opory o hůl, $ACPF$ – průměrná síla fáze opory o hůl vztažená k době trvání krokového cyklu, IPF – impuls síly fáze opory o hůl, $v0$ – přirozená rychlost severské chůze, $v10$ – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 10 %, $v20$ – přirozená rychlost severské chůze zvýšená o 20 %

Příloha 17. Vliv sklonu podložky na axiální síly a časové parametry opory o hůl

Parametr	Sklon 0 %	Sklon 8 %	$M_1:M_2$
	$M_1 \pm SD_1$	$M_2 \pm SD_2$	p
CF [Hz]	0,988 ± 0,054	0,993 ± 0,064	0,467
PT [s]	0,41 ± 0,05	0,417 ± 0,043	0,330
RPT [%]	40,426 ± 4,58	41,262 ± 3,268	0,233
PPF [N]	47,112 ± 14,37	52,975 ± 15,162	0,015
APF [N]	23,325 ± 6,346	26,685 ± 6,299	0,002
ACPF [N]	9,646 ± 3,024	11,191 ± 2,976	0,003
IPF [N·s]	9,771 ± 3,042	11,306 ± 3,013	0,005

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, CF – frekvence krokového cyklu, PT – doba opory o hůl, RPT – relativní doba opory o hůl, PPF – maximální síla fáze opory o hůl, APF – průměrná síla fáze opory o hůl, $ACPF$ – průměrná síla fáze opory o hůl vztážená k době trvání krokového cyklu, IPF – impuls síly fáze opory o hůl