

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ SVALOVÉ AKTIVITY PŘI CHŮZI S HOLEMI V RŮZNÝCH
PODMÍNKÁCH**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Michal Zelík, učitelství pro střední školy,
tělesná výchova – biologie
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Bc. Michal Zelík
Název bakalářské práce: Hodnocení svalové aktivity při chůzi při chůzi s holemi
v různých podmínkách
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Rok obhajoby bakalářské práce: 2013

Abstrakt:

Předmětem výzkumu bylo porovnání změn svalové aktivity při chůzi s holemi a bez holí při různém sklonu podložky. Svalová aktivita byla snímána pomocí elektromyografie. Výzkumný soubor tvořilo 10 probandů, studentů FTK UP, mužského pohlaví. Průměrný věk probandů byl 22,9 let. Sklonu podložky odpovídal 0 a 7,5° za přirozené rychlosti chůze. Výsledky ukázaly tendenci zvyšování svalové aktivity při severské chůzi i při zvýšení sklonu podložky. Použití holí stimuluje aktivitu zejména u *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis*, *musculus rectus femoris*. Co se týče vlivu sklonu, byla zjištěna přímá úměrnost mezi svalovou aktivitou a sklonem podložky. Zvýšení sklonu se nejvíce projevilo na zvýšené aktivitě *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris* a *musculus gluteus medius*. Ke zvyšování aktivit svalů však nedochází během celého krokového cyklu. Námi zjištěné změny aktivit se odehrávají vždy v určité části krokového cyklu.

Klíčová slova: chůze, severská chůze, svalová aktivita, sklon podložky

Souhlasím s půjčováním magisterské práce v rámci knihovních služeb.

Autor's first name and surname: Michal Zelík
Title of the thesis: Evaluation of muscle activity during walking with poles
in different conditions
Department: Department of natural sciences in kinanthropology
Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
The year of presentation: 2013

Abstract:

The object of the research was to compare changes in muscle activity while walking with poles and without poles at different inclination of pad. Muscle activity was measured by using electromyography. The research group consisted of 10 probands students FTK UP, male. The average age of the probands was 22.9 years. Inclination of pads corresponded 0 and 7.5°. Speed of walking was natural. The results showed a tendency to increase muscle activity in Nordic walking and tendency to increase muscle activity by higher inclination of pad. Using a stick stimulates activity especially *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis*, *musculus rectus femoris*. Regarding the influence of inclination, was found a positive correlation between muscle activity and inclination of pad. Increased inclination was most significant for the increased activity of *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris* and *musculus gluteus medius*. To increase muscle activity does not during the entire of step cycle. We observed changes of activities takes place always in a certain part of the step cycle.

Keywords: gait, nordic walking, muscles activity, inclination of pad

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod dohledem Mgr.
Zdeňka Svobody, Ph.D., s použitím pramenů uvedených v seznamu literatury.

V Olomouci dne 26. dubna 2013

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi Ph.D., za vedení, odborný dohled, pomoc, cenné rady a čas, který mi věnoval při zpracování diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Lucii Teplé za pomoc se zpracováním dat.

V Olomouci dne 26. dubna 2011

.....

Obsah

1 Úvod	8
2 Přehled poznatků	10
2.1 Chůze	10
2.1.1 Krokový cyklus	11
2.2 Severská chůze	12
2.2.1 Historie severské chůze	13
2.2.2 Technika severské chůze	13
2.2.3 Chyby v technice	16
2.2.4 Vybavení	17
2.2.5 Typy chůze	19
2.2.6 Vliv severské chůze na organismus	20
2.2.7 Svalová aktivita při severské chůzi	22
2.3. Svalová tkáň	23
2.3.1 Typy svalové tkáně	24
2.3.2 Inervace svalů	25
2.3.3 Svalová kontrakce	27
2.3.4 Druhy svalových kontrakcí	28
2.3.5 Typy svalových vláken	29
2.3.6 Charakteristika vybraných svalů	30
2.4 Elektromyografie	32
2.4.1 Historie elektromyografie	32
2.4.2 Fyziologické základy elektromyografie	33
2.4.3 Elektromyograf	33
2.4.4 Elektrody	34
2.4.5 Jehlová elektromyografie	34
2.4.6 Povrchová elektromyografie	35

2.4.7 Využití elektromyografie.....	36
3 Cíle.....	37
4. Metodika	38
4.1 Charakteristika souboru	38
4.2 Metodika sběru dat.....	39
4.2.1 Lekce severské chůze	39
4.2.2 Měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí	40
4.2.3 Laboratorní měření svalové aktivity	40
4.3 Zpracování dat	42
5 Výsledky	43
5.1 Porovnání svalové aktivity	43
5.2 Hodnocení svalové aktivity vybraných svalů.....	43
6 Diskuse.....	50
6.1 Vliv holí na svalovou aktivitu	50
6.2 Vliv sklonu na svalovou aktivitu	52
6.3 Limity studie.....	53
7 Závěr	54
8 Souhrn.....	56
9 Summary	58
10 Referenční seznam.....	60

1 Úvod

Žijeme v uspěchané době, kdy většina obyvatelstva žije sedavým způsobem života a trpí nedostatkem pohybu, který je na ústupu všech věkových kategorií. Z života se dokonce vytrácí i základní pohybová lokomoce – chůze, i přes to zůstává nejčastější pohybovou aktivitou. To vše se negativně projevuje na zdraví lidí, což si lidé mnohdy ani neuvědomují. Je zřejmý nárůst alergických onemocnění, cukrovky, obezity.

Chůze je jednou z nejpřirozenějších pohybových aktivit, které může člověk vykonávat. Jednou z moderních modifikací chůze se stala severská chůze (neboli Nordic walking). Severská chůze je tělesná aktivita, která využívá speciálně upravených holí. Tato aktivita není omezena věkem, trénovaností ani prostorem. Jedná se tedy o finančně nenáročný a poměrně bezpečný sport, který podporuje sociální kontakty. Chůze s holemi není nijak zvlášť odlišná od běžné chůze, liší se pouze v několika bodech. Její vznik datujeme do 30. let 20. století, kdy byly hole zařazeny i do letní přípravy finských a švédských běžců na lyžích. Většího rozvoje dosáhla severská chůze až v posledních letech, kdy si získala velkou oblibu zejména mezi staršími lidmi. K popularizaci severské chůze přispívá množství literatury, která je běžně k dostání na trhu, a která rozšiřuje informovanost lidí o této pohybové aktivitě.

Vědecké studie podpořené laboratorními testy dokumentují pozitivní účinky severské chůze na organismus, zejména snížení zatížení kloubů (především kolenních), zvýšení aerobní kapacity, pomoc při uvolňování oblasti ramenního pletence, zlepšení držení těla, zvýšení elasticity srdce, redukce psychického stresu. Díky zatížení celého těla (udává se až 90% svalů), vzrůstá také spotřeba energie, což hraje důležitou roli pro snižování tělesné hmotnosti. Ovšem i chůze s holemi má několik základních pravidel, bez jejichž dodržování nepřináší zdravotní pozitiva, ale spíše naopak. Pro zdravotní přínos je třeba severskou chůzi zařadit alespoň obden po dobu minimálně 30 minut při optimálním zatížení.

Severská chůze je dostupná téměř všem lidem. Je to velmi výhodná pohybová aktivita zejména pro obézní lidi, seniory nebo méně trénované jedince. Své využití nachází také v rehabilitaci a léčbě zdravotních komplikací. Severská chůze je také často doporučována v boji proti revma, cukrovce nebo onemocnění srdce a krevního oběhu (Škopek, 2010; Nottingham, & Jurasin, 2010).

Někteří autoři však zpochybňují nekritickou popularizaci všeobecně blahodárného vlivu severské chůze, to ale nic nemění na její stále vzrůstající oblibě (Kračmar, Bačáková, Mikulíková, Hrouzová, & Hojka, 2011).

Aby byly účinky severské chůze jednoznačně prokázány, je potřeba další vědecky podložené poznatky, které by napomohly lépe popsat principy této pohybové aktivity. Vedle kinematických a fyziologických parametrů může být rozdíl vzhledem k chůzi bez holí nalezen také ve způsobu zapojování jednotlivých svalových skupin v různých podmínkách. Těmito aspekty u severské chůze se zabývá tato práce.

2 Přehled poznatků

2.1 Chůze

Chůze patří mezi základní lokomoční pohyby člověka, které slouží k přesunům z místa na místo. Chůze je pohyb sloužící k plnění základních životních potřeb. Lidskou chůzi obecně vnímáme jako vrozenou lokomoci, při které dochází ke střídání dolních končetin (Kračmar, 2002).

Chůze tvoří základ našeho pohybu po pevné podložce ve všech jeho podobách a variantách. Je tomu zhruba 4 milióny let, co naši předkové začali chodit bipední chůzí. Chůze byla pro člověka hlavním prostředkem překonávání vzdáleností, až do období dopravního rozmachu ve 20. století (Vystrčilová, & Kračmar, 2007).

Během lidské ontogeneze dochází k jejímu vývoji od starších primitivních vzorů až k vertikálnímu bipednímu vzoru chůze. Volná bipední chůze je chápána jako polarizace lokomoce ve prospěch dolních (zadních) končetin. Lokomoci polarizovanou ve prospěch horních (předních) končetin nalézáme například u primátů, jedná se o šplhání, ručkování nebo zavěšování (Vančata, 2005; Véle, 2006).

Svaly dolní končetiny se při chůzi rytmicky zkracují a uvolňují. Způsobují tah na kosti, na které se upínají a tím vyvolávají pohyby v kloubech. Jakékoliv narušení jedné z těchto částí se projeví ve změně funkce nebo bolestivosti části jiné (Vystrčilová, & Kračmar, 2007).

Mezi základní lokomoce při chůzi patří pohyby pánve – rotace, flexe, extenze, inklinace, dále flekčně - extenční pohyby v kyčlích, kolenou, kotnících, interakce mezi nohou a podložkou, pohyb v sakroilických kloubech. Pohyb páteře je přenášen na pletenec ramenní, dochází k synkinéze horních končetin, která omezuje pohyby trupu (Véle, 2006).

Maček a Mačková (1995) dělí chůzi dle intenzity pohybu. Sportovní formy chůze jsou podle nich turistika a závodní chůze. Závodní chůze má však odlišný pohybový vzorec od běžné chůze. Energetické nároky chůze mají velké rozpětí. Jsou přímo úměrné rychlosti chůze, hmotnosti jedince včetně oblečení a tažených břemen a sklonu podložky. Do energetického výdeje se také promítá typ podložky (Maček & Mačková, 1995).

2.1.1 Krokový cyklus

Perry (1992) rozlišuje krokový cyklus chůze na dvě fáze. Fáze švihová (swing) a stojná fáze (stance). Během krokového cyklu je mezi nimi poměr zhruba 60:40% ve prospěch stojné fáze (obrázek 1). Přesný poměr závisí na individuální rychlosti chůze. Přejít mezi oběma fázemi nastává ve chvíli dvojité opory (double stance), která je součástí stojné fáze a nachází se na jejím začátku a na konci, což zajišťuje plynulost chůze. Platí nepřímá úměrnost mezi rychlostí chůze a fází dvojité opory (čím rychlejší chůze, tím kratší doba trvání fáze dvojité opory). U běhu se fáze dvojité opory nevyskytuje vůbec.

Stojnou i švihovou fázi můžeme, podle polohy dolních končetin, rozdělit do několika částí. Vaughan, Davis a O'Connor (1992) krokový cyklus dělí následovně.

Stojná fáze:

- heel strike (úder paty),
- foot flat (ostupné zatížení chodidla),
- midstance (třední stoj),
- heel off (odlepení paty od podložky),
- toe off (odraz palce).

Švihová fáze:

- acceleration (zrychlení),
- midswing (mezišvih),
- deceleration (zpomalení).

Kerrigan, Schaefele a Wen (1998), Ustul a Baerga (2004) uvádějí novější členění krokového cyklu (obrázek 1):

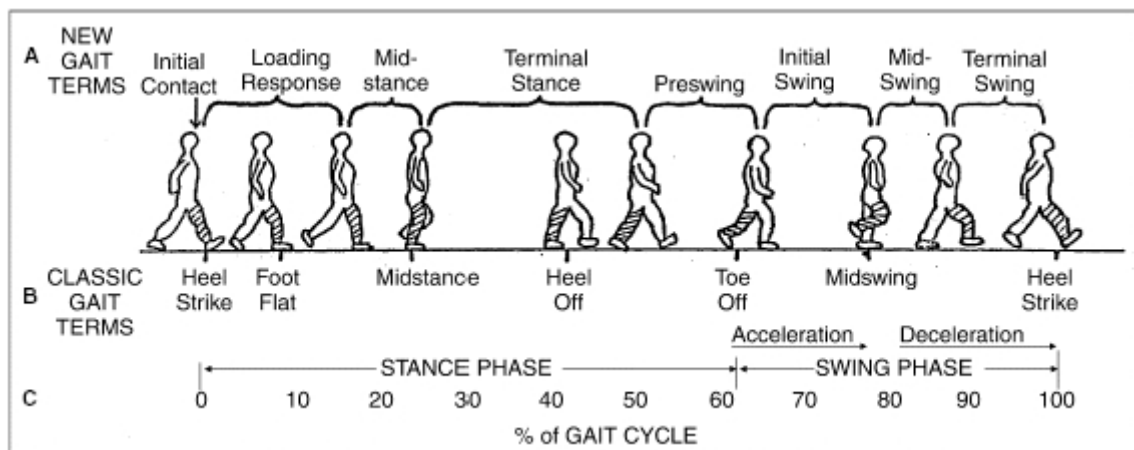
Stojná fáze:

- Initial contact,
- Loading response,
- Midstance,
- Terminal stance,
- Prewing.

Švihová fáze:

- Initial swing,
- Mid swing,

- Terminal swing.



Obrázek 1. Krokový cyklus běžné chůze (Uustal & Baerga, 2004, 411).

2.2 Severská chůze

Severská chůze (Nordic walking = NW) je obecně považována za vhodnější pohybovou aktivitu než běžná chůze, zejména pro osoby s problémy pohybového aparátu (Oakley, 2008).

Podle Svenssona (2009) je severská chůze aktualizací tradiční chůze s holemi v horském prostředí. V takovém prostředí má chůze s holemi dlouhou tradici, jelikož zvětšuje opěrnou bázi na nerovném terénu.

Severskou chůzi můžeme zjednodušeně přirovnat k běhu na lyžích klasickou technikou. Nepochází zde sice ke skluzu, ale v porovnání s běžnou chůzí se krok prodlužuje a paže se natahuje až do akrální části (Kračma et al., 2007). K běžeckému lyžování připodobňuje severskou chůzi také Hansen, Henriksen, Larsen a Alkjaar (2008), kteří uvádějí, že severská chůze se speciálně upravenými holemi zapojuje během pohybu i horní polovinu těla na rozdíl od obyčejné chůze. Chodecké hole tedy změni chůzi v efektivní cvičení celého těla podobně jako běžecké lyžování.

U severské chůze se střídá fáze dvouoporová s tříoporovou fází, na rozdíl od běžné chůze, kde se střídá jedno-oporová fáze s dvouoporovou fází. Jednotlivé části fází se nazývají: švihová, stojná a fáze dvojí opory. Ve fázi dvojí opory je hmotnost těla nerovnoměrně rozložena mezi stojnou dolní končetinu a opačnou horní končetinu prostřednictvím hole, tím

se zapojují také svaly horní poloviny těla. Severská chůze s holemi je proto stabilnější než běžná chůze (Sedliak & Pavelka, 2003).

2.2.1 Historie severské chůze

Chůze s holemi je známa již z dávných dob, kdy lidé chodili s dřevěnými holemi či tyčemi uřezanými ze stromů (Downer, 2006).

Lidé si při pohybu na horách dopomáhali od nepaměti holemi. Tak se zrodil nápad používat hole i při chůzi méně náročným terénem. Za zemi, kde se severská chůze zrodila, se považuje Finsko.

Vznik datujeme do 30. let 20. století. Hole byly zařazeny do letní přípravy finských a švédských běžců na lyžích. K většímu rozmach došlo až v 80. letech minulého století, díky závodům v chůzi s holemi, pořádaným Tulko Jantunenem (Škopek, 2010).

V letech 90. se začíná s testováním vlivu chůze s holemi na lidské tělo. Výsledky těchto testů daly podklad pro šíření severské chůze do celého světa (Škopek, 2010). Důležitým bodem této doby byl rok 1997, kdy na trh vstoupila firma EXEL. Spolupracovala s oborníky ze Suomen Latu (finská sportovní organizace) a společně uvedli na trh speciální hole pro severskou chůzi. Nové hole a technika se nejdříve zkoušely na studentech sportovních škol. Hole měly speciálně upravená poutka a byly kratších než hole pro běžecské lyžování. Firma Exel také zavedla oficiální název této aktivity jako Nordic Walking (Anonymous¹, 2013).

Dalším milníkem se stal rok 2000, kdy Finsko, Německo a Rakousko založili Mezinárodní asociaci nordic walking (INWA, International Nordic Walking Association). Později se k těmto zemím připojilo Švýcarsko, Japonsko, Francie, USA a Nový Zéland. INWA řídí nejen sportovní činnost, ale působí také v metodické oblasti (Kovařovič, Karda, & Holeček, 2011).

2.2.2 Technika severské chůze

Správná technika je základem severské chůze. Chůze s holemi není nijak zvlášť odlišná od běžné chůze, liší se pouze v několika bodech. Základem správné severské chůze je aktivní zapojení chodidel, kolen a boků. Ke správné technice chůze je potřebné také odpovídající vybavení, zejména délka holí. (Mommert-Jauch, 2009).

Správné provedení chůze po rovině si nastíníme v následujícím přehledu.

a) Hlava, krk a ramena

Tělo je mírně v předklonu, hlava v prodloužení trupu (pohled směřuje asi 20 metrů dopředu), čím větší rychlost chůze, tím větší náklon trupu. Ramena jsou posazena dozadu a dolů, jejich osa se pohybuje směrem dopředu a dozadu (Mommert-Jauch, 2009; Škopek, 2010).

b) Trup a horní končetiny

Jak už zde bylo zmíněno, pohyb horních končetin by se dal přirovnat k pohybu při běžeckém lyžování. Dochází k tzv. střídavému pohybu, kdy horní a dolní část trupu rotují proti sobě. Pokud je levá paže vpředu, levá dolní končetina bude vzadu. Hole se však kladou na zem až za tělem a důležitý je také sklon holí, rukojeť holí by se měla nacházet, po celou dobu pohybu, před dolním koncem holí. Hrud' je uvolněná. Pohyb paží začíná za tělem, kdy je loket propnutý. Následně se loket ohýbá (dokud se nedostane do fáze opory o hůlku) a horní končetina pokračuje dopředu a nahoru. Prsty pevně svírají rukojeť hole, síla je přenášena do hole. Celou dobu odrazu se paže pohybuje podél těla, v závěrečné fázi (odpich) se dlaň otevírá, loket se dostává do natažení. Boky se pohybují dopředu spolu s vykračující nohou, ale nepoklesávají dolů, tím zabráňujeme náklonu trupu (Mommert-Jauch, 2009; Škopek, 2010).

c) Dolní končetiny

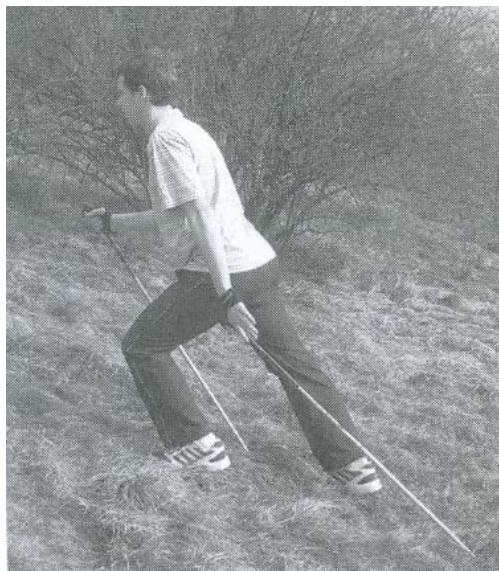
Pohyb dolních končetin je v podstatě stejný jako při rychlé chůzi. Dolní končetiny jsou při chůzi v šíři ramen, chodidla jsou rovnoběžně. V délce kroku se odráží rychlost chůze, čím je chůze rychlejší, tím je krok delší. Při došlapu se nejdříve podložky dotýká pata. Došlap je realizován na patu přes vnější okraj chodidla až k bříšku palce. Koleno se při došlapu nepropíná, naopak při odrazové fázi je propnuté koleno důležité. Zadní dolní končetina se ohýbá v koleni a pohybuje směrem dopředu. Po došlapu následuje dvouoporová fáze, kdy je hmotnost těla rovnoměrně rozložena mezi obě dolní končetiny (Mommert-Jauch, 2009; Škopek, 2010).

d) Správné použití holí

Jak bylo zmíněno výše, důležitým prvkem je správný sklon holí, rukojeť by se měla nacházet, po celou dobu pohybu, před dolním koncem holí. Při chůzi se mění pouze úhel sklonu holí. Hrot hole by se neměl nikdy dostat před došlapující chodidlo, správně se hrot zapichuje přibližně v úrovni paty došlapujícího chodidla. Je důležité, aby se síla horní končetiny přenášela přímo do hole, toho docílíme tím, že se nám nebude zvedat rameno. Odpich holí horní končetiny je doprovázen odrazem chodidla protějšší dolní končetiny. Díky holím se těžiště těla dostává níž a krok se prodlužuje (Mommert-Jauch, 2009; Škopek, 2010).

Chůze do kopce

Při chůzi do kopce i z kopce je technika poněkud rozdílná, ale ne nijak výrazně. Intenzita a dynamika pohybu jsou větší při chůzi do kopce. Trup je více v předklonu a více se zapojují svaly horní poloviny těla, zadní strany stehů a lýtků. Tím dochází k odlehčení dolních končetin. Chůze do mírného kopce se doporučuje začátečníkům pro snadnější pochopení podstaty pohybu (Škopek, 2010).



Obrázek 2. Technika severské chůze do kopce (Škopek, 2010, 38).

Chůze z kopce

Při chůzi z kopce je naopak intenzita a dynamika pohybu nižší. Kroky jsou kratší, těžiště těla se snižuje opakovaným krčením kolen. Dolní končetiny jsou hlavní brzdící silou.

Díky holím dochází k odlehčení koleních kloubů, protože je na hole přenesena část váhy těla (Škopek, 2010).



Obrázek 3. Technika severské chůze z kopce (Škopek, 2010, 38).

2.2.3 Chyby v technice

V případě, že není správně zvládnuta technika, může dojít k negativnímu vlivu severské chůze, projevujícím se zejména jako přetížení ramenního pletence, krční páteře nebo přetížení kolenního kloub. Nejčastěji jsou uváděny následující chyby:

- mimochodní chůze – nesprávný rytmus horních a dolních končetin,
- strnulý postoj a držení paží příliš u těla,
- nedostatečně napřímené držení trupu (hrudní kyfóza, hlava v předklonu nebo předsunu),
- trup přehnaně napřímen,
- neúměrně zvednutá ramena,
- směřování dolního konce hole vpřed a odraz z hole před tělem,
- špatné upevnění hole na zápěstí (špatné navlečení řemínků),
- křečovitě držení hole,
- nevypouštění rukojeti při přenosu hole vpřed,
- nesprávná délka holí, chůze po tvrdém povrchu bez ochranné „botičky“,

- příliš dlouhé kroky,
- příliš krátké kroky,
- málo aktivní zapojení hůlek do pohybu,
- zhoupnutí v bocích při došlapu (nedostatečná aktivita abduktorů stojné nohy),
- nedostatečný rozsah odrážející se paže,
- nevhodná volba obuvi,
- došlap přes vnitřní hranu chodidla,
- dominantní napadání na jednu dolní končetinu,
- nedostatečné zahřátí organismu (Schmidt, Winski, & Helmkamp, 2010; Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002; Škopek, 2010).

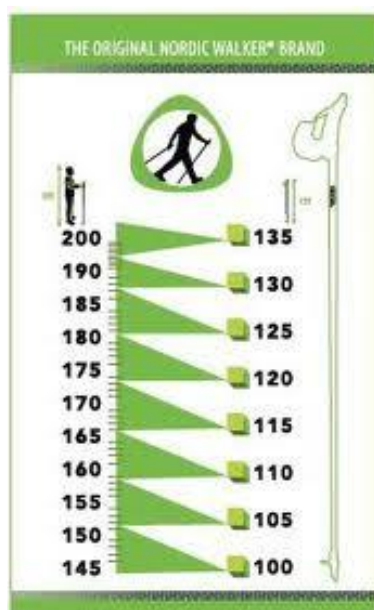
2.2.4 Vybavení

Vybavení pro severskou chůzi nejde poměrně levně. Nejdůležitější pomůckou jsou speciální hole. Další nezbytné vybavení už nijak specializované není, jedná se o vhodnou obuv a správné oblečení, případně méně potřebné doplňky (rukavice, opasek s láhví, reflexní značky).

Hlavní funkcí oblečení je chránit organismus před chladem, vlhkem a slunečními paprsky. Důležité také je, aby oblečení dobře odvádělo pot, což zabraňuje přehřívání organismu (Škopek, 2010).

Obuv by měla poskytovat pohodlí chodidlům i odolnost proti povětrnostním podmínkám a zároveň zbytečně nezatěžovat pohybový aparát. Doporučuje se obuv s pružnou podrážkou, která se dobře přizpůsobuje terénu. Platí pravidlo, čím má člověk větší váhu, tím by měla podrážka tvrdší (Mommert-Jauch, 2009; Škopek, 2010).

U holí je nejdůležitější jejich výška. Pro výpočet ideální výšky holí existuje vzoreček: tělesná výška člověka (v cm) vynásobená konstantou 0,68. Pro tento vzoreček je tolerance ± 5 cm. Schéma ideální délky holí je zobrazeno na obrázku 4. Prakticky lze délku holí určit ve vzpřímeném postoji, hole směřují kolmo k podložce se zapíchnutým hrotem, kdy paže a předloktí svírají úhel 90° . Hole se vyrábí většinou ze skelných vláken, grafitu, karbonu a používají se také směsi hliníku. Čistě hliníkové hole se, kvůli silným vibracím, nedoporučují.



Obrázek 4. Správná délka holí pro severskou chůzi (Stejskalová, 2009).

Na trhu se kromě holí na severskou chůzi (obrázek 5.) objevují i trekingové hole (obrázek 6.), které jsou robustnější, těžší, pevnější a bývají teleskopické s mohutným madlem. Hole pro severskou chůzi jsou lehčí a nebývají teleskopické (Sovová et al., 2007; Škopek, 2010).

Rukojeť (grip) je ergonomicky tvarovaná, podobná jako u běžeckých holí, vyrobená např. ze směsi gumy, plastu nebo korku. Rukojeť slouží ke snížení přenosu otřesů z hůlky. Tělo hůlky bývá vyrobeno z vibrace absorbujícího materiálu (např. karbonu) a také napomáhá minimalizaci vibrací působících na zápěstí, loket a rameno (Chýlková, 2009).

Další důležitou součástí holí je poutko. Je to důležitým bezpečnostním prvkem, zajišťující stálý kontakt hole s rukou při úplném vypuštění hole. Jedná se o shodné poutko, které se používá u běžeckých holí. Poutko bývá snímatelné a nastavitelné tak, aby zajišťovalo přirozený pohyb horních končetin a efektivní odpíchnutí se od hole. Užitečným prvkem holí je taky plastový košík, koncový hrot a tzv. botička. Košík působí proti nadměrnému zaboření hole do podkladu. Koncový hrot slouží ke snadnějšímu zapíchnutí hole do terénu, lze se díky němu i lépe od terénu odrazit. Při chůzi po tvrdých terénech se doporučuje na hrot nasadit tzv. botička. Botička se nejčastěji vyrábí z gumy, tlumí nárazy a snižuje opotřebení hrotu (Škopek, 2010).



Obrázek 5. Hole pro severskou chůzi (Anonymous², 2013).



Obrázek 6. Trekingové hole (Anonymous³, 2013).

2.2.5 Typy chůze

Kocur a Wilk (2006) rozdělují severskou chůzi na 3 typy: zdravotní, fitness a sportovní. Dělení je postaveno podle technické úrovně jedinců.

- *Zdravotní (Health)*

nedochází k extenzi v lokti ani k uvolnění stisku dlaně, také je častá absence natažení prstů při konečné fázi odrazu hole.

- *Fitness*

po technické stránce dochází k extenzi loketního kloubu, k uvolnění stisku i natažení prstů.

- *Sport*

základní technika s holemi je zvládnuta a získané zkušenosti je možné využít pro různě obtížný terén nebo chůzi nahradit jinou formou aktivity, např. během (nordic walking running), jízdou na kolečkových bruslích (nordic walking fading), chůzí na sněžnicích (nordic walking snowshoeing) (Morgulec-Adamowicz, Marszalek, & Jagustyn, 2011).

Škopek (2010) severskou chůzi dělí na rekreační, kondiční, aktivní a sportovní. Škopek klade důraz především na intenzitu pohybu.

- *Rekreační (neboli zdravotní)*

jedná se o základní techniku severské chůze, která je vhodná pro méně trénované jedince, jedince se specifickými zdravotními obtížemi nebo seniory. Tepová frekvence na této úrovni nepřesahuje 50 - 60 % TF_{max} a neměla by trvat déle než 30 minut.

- *Kondiční (neboli fitness)*

pro jedince s již zažitými pohybovými stereotypy. Vhodná pro redukci hmotnosti. Tepová frekvence 60 - 70 % TF_{max} , po dobu 30 - 60 minut.

- *Aktivní*

jedinci sportující v tomto pásmu jsou dobře trénovaní, mají odpovídající svalový aparát a rozsah pohybu. Vhodná ke zvýšení aerobní kapacity. Tepová frekvence v rozsahu 70 - 85% TF_{max} , trvání alespoň 30 - 60 minut.

- *Sportovní*

tepová frekvence kolem 85% TF_{max} , délka trvání je variabilní. Při tomto typu chůze dochází ke zvýšení VO_{2max} a prodlužuje se doba, po kterou je tělo schopno odolávat zakyselení.

2.2.6 Vliv severské chůze na organismus

Většina autorů, jako Sovová et al. (2008), Škopek (2010) nebo Downer (2006) popisují velmi pozitivní účinky severské chůze, což nepotvrzuje Church (2002). O nedostatečných experimentálních měřeních je přesvědčen také Křáčmar et al. (2011). Nicméně většina dalších autorů zabývajících se severskou chůzí prezentuje její následující výhody.

Díky zapojení holí získáváme čtyři plochy dotýkající se podložky místo ploch dvou, což zlepšuje stabilitu trupu a těla v prostoru. Zapojením paží aktivujeme svaly, které se běžně u chůze příliš nepoužívají. Dochází k symetričtějšímu zapojení horní polovina těla vůči dolní, což bývá velmi žádaný efekt. Celkovým výsledkem chůze s holemi může být změna držení těla, úleva od bolestí zad a končetin. Pozitivní vliv sledujeme také na psychické a sociální stránce jedince (Vystrčilová, & Křáčmar, 2007).

1) Zatížení celého těla

Při severské chůzi dochází k zapojení velkého množství svalů celého těla. Škopek (2010) uvádí zapojení až 90% svalů těla. Díky lepšímu prokrvení svalů se snižují bolestivá pnutí a svaly se tolik nepřetěžují. Chůze s holemi také posiluje hluboko uložené svaly. Nedochází k nadměrnému opotřebovávání kloubů, severská chůze mechanicky zatěžuje kosti a tím přispívá k jejich vyšší hustotě a pevnosti, což je prevence proti zlomeninám osteoporóze (Mommert-Jauch, 2009; Nottingham, & Jurasin, 2010).

2) Zdravější srdce a oběhový systém

Zde platí obecné zásady sportovního tréninku. Pokud se provádí aktivita dlouhodobě, zvyšuje se elasticita srdce a dokáže se také účinněji stáhnout. Srdce dokáže na jeden stah vypudit více krve, z toho důvodu postačí menší počet tepů k distribuci stejného množství krve (snižuje se tepová frekvence) (Nottingham, & Jurasin, 2010; Škopek, 2010).

3) Redukce váhy

Mezi největší problémy lidské populace patří nadváha, která se dále promítá do dalších zdravotních komplikací, jako např. cukrovka nebo vysoký krevní tlak. Severská chůze spadá od oblasti aerobních aktivit, což je výhodné pásmo pro spalování tuků. Jak bylo uvedeno výše, při severské chůzi je zapojeno velké množství svalů, které pro svou správnou funkci potřebují více energie. Množství spotřebované energie závisí na intenzitě chůze, ale také na pohlaví a hmotnosti jedince, překonané vzdálenosti, případně povrch terénu, sklonu terénu a dalších podmínkách prostředí. Navíc díky holím se snižuje zatížení kloubů, se kterým má

spousta obézních lidí problémy. Severská chůze navíc nezatěžuje pohybový aparát tolik jako jiné aerobní sporty, např. běhání nebo tenis.(Sovová et al., 2008; Škopek, 2010).

4) Zlepšuje držení těla

Podpora zdraví páteře je jeden z hlavních důvodů provozování severské chůze. Pouhé zabodávání hrotů holí při chůzi, bez ohledu na úroveň jedinců, stačí k aktivaci klíčových posturálních svalů. Aktivace se uskutečňuje díky rotačnímu pohybu páteře, které tvoří jemný odpor kolem osy páteře, tím aktivují hluboké svaly kolem páteře. Výsledkem je silnější zádové svalstvo, vzpřímené držení těla bez bolestí a uvolňující účinek na oblast bederní, hrudní, a krční páteře při lehčí zátěži. Na tak jednoduchý princip se zapomíná ve většině fitness programů (Nottingham, & Jurasin, 2010; Vařeka, Hak, & Vařeková, 2002).

5) Redukuje zatížení kloubů

Hole poskytují během celého pohybu oporu a stabilitu, což umožňuje odlehčení nosných kloubů, zejména kloubu kolenního. Síla horních končetin je přenášena do holí a mírní nárazy způsobené došlapem (Nottingham, & Jurasin, 2010). Tyto vědecké studie zpochybňuje Hansen et al. (2008), který však výzkum neprováděli na běžné populaci, nýbrž na profesionálních instruktorech severské chůze.

6) Redukce psychického stresu

Při déle trvající aktivitě reaguje tělo na zátěž vyplavováním endorfinů a serotoninu, tyto hormony u člověka vyvolávají pocity uvolnění a štěstí. Také pobyt v přírodě a v příjemném kolektivu působí antistresově (Škopek, 2010).

2.2.7 Svalová aktivita při severské chůzi

Jako jednu z hlavních výhod severské chůze spatřujeme v zapojení velkého množství svalů, včetně hluboko uložených stabilizačních svalů. Při této chůzi se zapojuje téměř 90% svalů celého těla (Škopek, 2010).

Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2007) zjistili, že při správné technice severské chůze jsou zapojovány nejen svaly dolních končetin, ale je patrný také nárůst aktivity svalů horních končetin a trupu. Díky použití severských holí dochází signifikantnímu zvýšení aktivity

u musculus latissimus dorsi. Musculus latissimus dorsi napomáhá ke stabilizaci páteře, což odlehčuje musculus obliquus externus abdominis, jehož aktivita je při chůzi s holemi nižší. Při severské chůzi dochází ke snížení aktivity musculus gluteus maximus i musculus gluteus medius v průběhu celého krokového cyklu, naopak byla zjištěna vyšší aktivita musculus triceps brachii (caput longum) při odrazu z hole, který se pravidelně zapojuje do kokontrakce s musculus biceps brachii (caput longum).

Bačáková, Tlašková a Kračmar (2008) potvrzují, že hlavní sval zajišťující pohyb v ramenním pletenci musculus latissimus dorsi. Tento názor dokládá svým výzkumem také Vích (2008), který uvádí, že jsou při severské chůzi aktivní stejné svaly jako u běžné chůze a k těmto svalům se přidávají ještě svaly horní poloviny těla, zejména:

- spinohumerální i thorakohumerální svaly,
- svaly pletence ramenního (hlavně musculus latissimus dorsi),
- hluboké svaly zad,
- musculus latissimus dorsi,
- musculus pectoralis major,
- musculus pectoralis minor,
- musculus biceps brachii,
- musculus triceps brachii.

2.3. Svalová tkáň

Tkáň svalová je jedno z tkáňových soustav člověka, která zabezpečuje pohyb. Vytváří se z mezodermu, zárodečné svalové buňky se nazývají myoblasty. Svalová tkáň má z hlediska funkčnosti tyto vlastnosti:

- excitabilita (schopnost přijmout podnět a reagovat na něj),
- kontraktilita (schopnost stahovat se),
- extenzibilita (schopnost tkáně být protažena),
- elasticita (schopnost vrátit se do původního stavu).

Základní stavební jednotka svalové tkáně je svalové vlákno. Na povrch vlákna se nachází sarkolemma. Funkční složkou vláken jsou stažitelné myofibrily skládající se ze strukturálních proteinů aktinu a myozinu.

2.3.1 Typy svalové tkáně

1) Hladká svalovina

Je tvořena jednojadernými protáhlými buňkami vzájemně spojenými jemným vazivem. Je inervována vegetativními nervy a nelze ji ovládat vlastní vůlí. Kontrakce nastupuje pomaleji, ale má delší trvání. Nachází se zejména ve vnitřních orgánech (žaludek, stěny cév, průdušnice, močový měchýř, stěna dělohy, atd.) (Hajn, 2003).

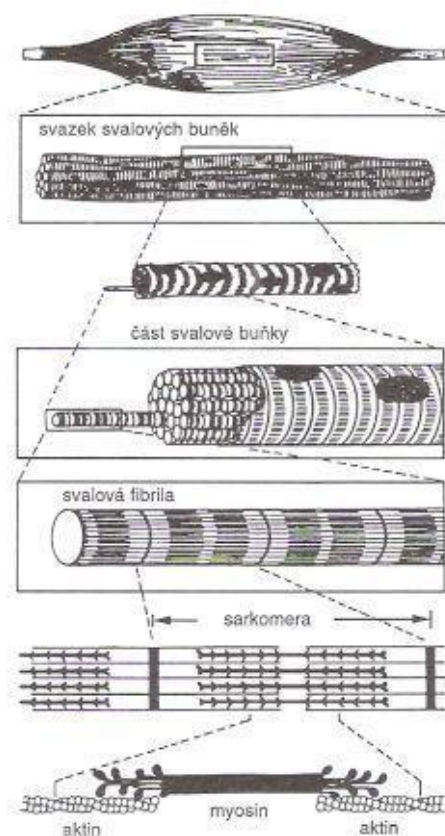
2) Srdeční svalovina

Je složena z jednojaderných až dvoujaderných úseků, spojených šikmými můstky (interkalární disky). Probíhá v ní rytmická kontrakce, nezávislá na vůli. Srdeční svalovina vzniká z mezenchymu. Tato svalovina není schopna regenerace. Je pro ni charakteristická dlouhá doba akčního potenciálu (Hajn, 2003).

3) Příčně pruhovaná svalovina

Skládá se z mnohojaderných vláken. Činnost příčně pruhované svaloviny je řízena mozgovými a míšními nervy, proto je ovládaná vůlí. Příčně pruhovaná svalovina tvoří kosterní svaly, svaly jazyka a hltanu. Kosterní sval obsahuje 75% vody a 25% organických látek (Hajn, 2003).

Stavba příčně pruhovaného svalu je naznačena na obrázku 7. Svalová vlákna ve svazcích tvoří jednotlivé svaly. Na povrchu každého svalového vlákna je ochranná vrstva zvaná sarkolema. Pod sarkolemou se nachází hlavní část svalového vlákna - sarkoplazma, ve které jsou uloženy myofibrily. Tloušťka myofibrily je kolem 1-2 μm . Základní úsek myofibril je sarkomer obsahující tenká aktinová vlákna a tlustá myosinová. Pohyby aktinu a myosinu tvoří podstatu svalové kontrakce (Vácha, Fellnerová, Bičík, Petrásek, & Šimek, 2008).



Obrázek 7. Stavba kosterního svalu (Jelínek & Zicháček, 2003, 256).

Svaly jsou rozloženy podél kloubů. Podle funkce a působení rozlišujeme na agonisty (svaly, které působí jako iniciátory pohybu pro určitý směr), antagonisty (svaly, které vyvolávají protichůdný pohyb) a synergisty (svaly, které se spoluúčastní na stejném pohybu). Podle vlivu na svalovou práci se dělí na svaly hlavní, jsou funkčně nejvýznamnější a pomocné, které se účastní na funkci hlavního svalu. Fixační neboli stabilizační svaly zpevňují část těla, ze které vychází pohyb, tím umožňují optimálně prováděný pohyb. Neutralizační svaly ruší nevhodný směr pohybu (Přidalová, & Riegrová, 2002).

2.3.2 Inervace svalů

Do každého svalu vstupuje svazek nervových vláken, tvořených senzitivními, motorickými a vegetativními nervy. Z motorických nervových buněk (motoneuronů) vycházejí axony, které se označují jako motorická vlákna. Tyto vlákna vedou vzruch do specializovaného zakončení motorické ploténky, což je spojení mezi svalovými a nervovými

vlákny. Motorická ploténka má charakter synapse s působícím mediátorem (transmitterem, přenašečem) acetylcholinem, který vyvolává změnu propustnosti membrány svalu pro Na^+ a K^+ ionty (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Vácha et al. (2008) popisuje nejprve podněty po motoneuronu, které končí na svalovém vlákne v útvaru zvaném nervosvalová ploténka. Ploténka má charakter jednoduché synapse. Na nervosvalové ploténce se indukuje, díky acetylcholinu, místní ploténkový potenciál. Na postsynaptické membráně, stejně jako na sarkolemně, převažují chemicky řízené kanálky indukující místní potenciály. Při nadprahovém podnětu vzniká akční potenciál, který se aktivně šíří celým svalovým vláknem. Acetylcholin se váže na příslušné receptory, které leží v místech záhybů svalové membrány, tím se otevírají příslušné Na^+ kanálky a následuje depolarizace. Kvanty acetylcholinu se mohou uvolňovat i spontánně a vytvářet miniaturní ploténkový proud, ten ale nestačí k vytvoření akčního potenciálu. Pro vytvoření akčního potenciálu je nutné působení několika kvant acetylcholinu. Acetylcholin je v synaptické štěrbině velmi rychle štěpen enzymem cholinesteráza, tak vzniká rychlá depolarizace, tím je umožněn přenos všech podmětů jdoucích po sobě. Nervosvalové spojení je velmi citlivé a může být ovlivněno různými látkami (např. jedy) (Vácha et al., 2008).

Silbernagl, & Despopoulos (2004) uvádějí, že ke vzniku akčního potenciálu, se musí otevřít kolem 200 000 iontových kanálků. Ploténkový proud závisí na:

- počtu otevřených kanálů,
- na koncentraci acetyl-cholinu v synaptické štěrbině,
- na vodivosti jednotlivých kanálů.

Senzitivní nervová vlákna odpovídají za vedení informace ze svalu (svalových a šlachových větének) do centrálního nervového systému (CNS). Jedná se o informace o napětí svalového vlákna a stupni kontrakce. Vegetativní nervová vlákna inervují cévy a tím ovlivňují průtok krve ve svalech. Motorická nervová vlákna vedou informaci z centrální nervové soustavy do svalu (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Skupina svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem je tzv. motorická jednotka svalu. U svalů vykonávajících jemné, přesné pohyby je motorická jednotka malá, pouze 8 - 15 svalových vláken. Velké motorické jednotky se vyskytují u svalů vykonávajících hrubé pohyby, zde může být inervováno až 150 svalových vláken (Přidalová, & Riegrová, 2002). Motorické jednotky je dají rozlišit na motorické jednotky rychlého a pomalého typu. Pomalé motorické jednotky jsou citlivější na nedostatek kyslíku, mají vyšší oxidativní metabolismus a obsahují více myoglobinu (zásoba kyslíku). Jsou méně unavitelná v porovnání s motorickými jednotkami rychlého typu. Motorické jednotky pomalého typu se

vyskytují ve svalech specializujících se na výdrž (např. posturální svalstvo). Motorické jednotky rychlého typu se vyskytují ve svalech sloužících k pohybu, jsou hojně zastoupeny v rychlých bílých svalových vláknech. Mají méně myoglobinu, jsou méně citlivější na nedostatek kyslíku a mají nižší oxidativní metabolismus (Hajn, 2003).

2.3.3 Svalová kontrakce

Výše uvedené proteiny aktin a myosin hrají klíčovou roli pro svalovou kontrakci, kdy se aktinová vlákna zasouvají mezi myozinová vlákna. Celý mechanismus startuje impulsem z centrální nervové soustavy. V oblasti motorické ploténky způsobí impuls vylití acetylcholinu na svalovou membránu a způsobí ji propustnou pro ionty Na^+ a K^+ . Tyto ionty způsobují změnu polaritu svalové membrány, tím se uvolňují Ca^{2+} ionty z transverzálních tubulů. Ca^{2+} ionty pronikají do myofibril a spouštějí mechanickou kontrakci. Nejprve dochází k vazbě Ca^{2+} iontů na troponin, tím je zrušen inhibiční účinek troponin-tropomyozinového komplexu. Aktinové a myozinové vlákna získávají schopnost tvořit mezi sebou příčné můstky. Pomocí můstků se, za spotřeby adenosintrifosfátu (ATP), aktinová filamenta zasouvají mezi tlustší myozinová, délka sarkomery se zkracuje. ATP je transformován na ADP (adenosindifosfát) a fosfát. Uvolněná energie z této reakce slouží k tvorbě příčných můstků. (Přidalová, & Riegrová, 2002). Svaly přeměňují chemicky vázanou energii na mechanickou energii. ATP je tedy bezprostředním zdrojem dodávajícím chemickou energii. Spotřebovaný ATP je okamžitě regenerován, k tomu slouží následující tři procesy:

- štěpení kreatinfosfátu,
- anaerobní glykolýza,
- aerobní spalování glukózy a tuků.

Sval obsahuje ATP asi na deset kontrakcí, štěpením kreatinfosfátu je získána energie na dalších zhruba padesát kontrakcí, postupně je ale i tato zásoba energie vyčerpána. Kreatinfosfát tedy představuje rychle využitelnou, ale krátkodobou energetickou rezervu svalu. Anaerobní glykolýza je označení pro děj, kdy jsou glukóza (z krve) a glykogen anaerobně odbourávány na kyselinu mléčnou. Tato produkce ATP je energeticky málo výhodná a nemůže trvat dlouhodobě. Hromadění kyseliny mléčné spouští další reakce, které vedou k únavě svalu. Déletrvající svalové výkony jsou zabezpečovány prostřednictvím

aerobního uvolňování energie z glukózy a tuků. Sval tedy potřebuje, při déle trvající práci, dostatečné zásobení kyslíkem, které zabezpečuje prokrvení svalů (Vácha et al., 2008).

Kontrakce svalového vlákna vzniká součtem stahů velkého množství sarkomer. Celá reakce se odehrává v tisícinách sekundy. Přírozená kontrakce příčně pruhovaného svalstva má podobu hladkého tetanického stahu. Vzniká jako odpověď na dráždění o frekvenci nad 30 Hz, při které zůstává hladina Ca^{2+} trvale zvýšená, jelikož se nestačí ukládat zpět do zásobáren. Stupňování svalové aktivity je způsobeno tím, že aktivováno někdy víc a někdy méně motorických jednotek svalu. Tento jev označujeme jako prostorová sumace. Jeden sval může mít 100 - 2000 motorických jednotek, čím větší počet, tím jemnější odstupňování kontrakce. Síla každé motorické jednotky může být také stupňována zvýšením frekvence nervových impulzů, tento jev označujeme jako časová sumace (Vácha et al., 2008).

Únavu svalu zapříčiňují změny ve svalovém vlákně, kdy klesá množství ATP aktivita enzymů. Svalová únava se projevuje poklesem výšky svalového stahu, prodloužením doby latence, fáze kontrakce a relaxace. Při nedostatku ATP a při zablokování zpětného toku Ca^{2+} iontů do cisteren může být svalová únava doprovázena tzv. kontraktou, což znamená dlouhodobý svalový stah bez akčních potenciálů. Velikost svalové práce je přímo úměrná počtu současně aktivovaných vláken, příčnému průřezu svalu, závisí na celkovém stavu a stupni odpočinku organismu (Přidalová, & Riegrová, 2002).

2.3.4 Druhy svalových kontrakcí

Podle délky a změny napětí ve svalu dělíme svalovou kontrakci na dynamickou a statickou (Hohmann, Lames, & Letzelter, 2010; Lehnert, Novosad, Neuls, Langer, & Botek 2010).

a) **Dynamická**, při které se sval se zkracuje nebo prodlužuje

- *Koncentrická* (překonávající, pozitivně dynamická) – sval produkuje větší sílu, než je odpor. Dochází ke zkrácení svalových vláken, mění se napětí uvnitř svalu. Například odraz, vrh nebo hod.
- *Excentrická* (ustupující, negativně dynamická) – sval produkuje menší sílu, než je odpor. Dochází k prodloužení svalových vláken. Například při dopadu po výskoku nebo při chytání míče (zbrzdění či zpomalení pohybu).

- *Plyometrická* – koncentrický stah následuje velmi rychle (cca do 250 ms) po stahu excentrickém. Plyometrická kontrakce je typická pro dynamické provedení pohybů, jako je odraz nebo hod.
- *Izokinetická* – pohyb je proveden předem zvolenou, konstantní rychlostí. Provádí se pomocí izokinetického přístroje.

b) **Statická** (udržující, izometrická) – projevuje se zvýšením svalového napětí při nezměněné délce svalu. Například udržování těla nebo břemene ve statické poloze, tzv. výdrž (Lehnert et al., 2010; Perič & Dovalil, 2010).

2.3.5 Typy svalových vláken

Vlákná kosterního svalu nejsou stejná. Přidalová a Riegerová (2002), Psotta et al. (2006) dělí svalová vlákna na základě morfologických a funkčních vlastností do 3 základních typů: pomalá červená vlákna (typ I), rychlá červená vlákna (typ IIA), rychlá bílá vlákna (typ IIB).

a) **Pomalá červená vlákna** (typ I, SO - slow oxydative)

- pomalá, vytrvalá, tenká, obsahují málo myofibril, ale velké množství mitochondrií, myoglobinu a také kapilár;
- pracující oxidativně, udržují svalový tonus a uplatňují se ve statických, polohových funkcích, pomalém pohybu, označují se jako vlákna „tonická“, zajišťují protahovanou, vytrvalostní činnost, jsou málo unavitelná.

b) **Rychlá červená vlákna** (typ IIA, FOG - fast glycolyticoxydative)

- rychlá, středně silná, mitochondrií mají méně než červená vlákna, ale více než bílá, více myofibril a střední množství kapilár;
- jsou velmi odolná proti únavě, podílejí se na velmi rychlé kontrakci prováděné velkou silou, označují se jako „fázická“ vlákna.

c) **Rychlá bílá vlákna** (typ IIB, FG - fast glycolytic)

- rychlá, velký objem, obsahují málo kapilár i myoglobinu a oxidativních enzymů, glykolytická;

- anaerobní charakter energetických procesů, snadno unavitelná, fungují při maximálních silových výkonech.

2.3.6 Charakteristika vybraných svalů

Pro účely této práce bylo vybráno 6 svalů (*musculus gluteus medius*, *musculus rectus femoris*, *musculus vastus medialis*, *musculus biceps femoris*, *musculus tibialis anterior* a *musculus gastrocnemius lateralis*).

Musculus gluteus medius (střední hýžd'ový sval)

Zařazení: *musculus gluteus medius* patří do svalů dolní končetiny, kde se řadí mezi laterální svaly kyčelního kloubu. Má plochý tvar.

Lokalizace: odstupuje od lopatky kosti kyčelní a upíná se na *trochanter major*.

Funkce: jeho hlavní funkcí je abdukce dolní končetiny, jeho zadní svalové snopce pomáhají při extenzi a zevní rotaci, přední svalové snopce se účastní flexe a vnitřní rotace. Sval udržuje rovnováhu stojícího těla a je významný při chůzi.

Inervace: sval je inervován z *plexus sacralis* (*nervus gluteus superior*) (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Musculus rectus femoris (přímá hlava stehenního svalu)

Zařazení: *musculus rectus femoris* patří do svalů dolní končetiny, kde se řadí do ventrální skupiny svalů stehna. Je součástí *musculus quadriceps femoris*.

Lokalizace: začíná na *spina iliaca anterior inferior* a upíná se na *tuberositas tibiae*.

Funkce: jeho hlavní funkcí je flexe v kyčelním kloubu, extenze v kloubu kolenním a podílí se na vzpřímeném držení těla (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Musculus vastus medialis (vnitřní široká hlava stehenního svalu)

Zařazení: *musculus vastus medialis* patří do svalů dolní končetiny, kde se řadí do ventrální skupiny svalů stehna. Je součástí *musculus quadriceps femoris*.

Lokalizace: začíná na vnitřním okraji *linea aspera*, upíná se do šlachy *musculus rectus femoris* a na zevní stranu *patelly*.

Funkce: jeho funkce je flexe v kyčelním kloubu a extenze v kloubu kolenním (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Musculus biceps femoris (dvojhlavý stehenní sval)

Zařazení: *musculus biceps femoris* patří do svalů dolní končetiny, kde se řadí do dorzální skupiny svalů stehna.

Lokalizace: jeho *caput longum* začíná na *tuber ischiadicum*, *caput breve* začíná na *linea aspera* v dolní polovině stehna, šlacha se upíná na *caput fibulae*.

Funkce: podílí se na flexi kolenního kloubu, zevní rotace bérce při ohnutém kolenním kloubu a jeho *caput longum* se účastní na extenzi kyčelního kloubu.

Inervace: každá hlava je inervována z jiného nervu, *caput longum* je inervován z *nervus tibialis*, *caput breve* je inervována z *nervus peroneus* (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Musculus tibialis anterior (přední holenní sval)

Zařazení: *musculus tibialis anterior* patří do svalů dolní končetiny, kde se řadí do ventrální skupiny svalů bérce.

Lokalizace: nachází se nejmediálněji z celé skupiny ventrálních svalů bérce, začíná na *condylus lateralis tibiae*, úponová šlacha sestupuje před vnitřní kotník a upíná se na *os cuneiforme* bázi palcového metatarsu.

Funkce: podílí se na extenzi nohy a prstů, supinaci nohy a na udržení podélné nožní klenby.

Inervace: z *plexus sacralis* (*nervus peroneus profundus*) (Přidalová, & Riegrová, 2002).

Musculus gastrocnemius (dvojhlavý lýtkový sval)

Zařazení: *musculus gastrocnemius* patří do svalů dolní končetiny, kde se řadí do dorzální skupiny svalů bérce.

Lokalizace: *caput mediale* začíná od *epicondylus medialis*, *caput laterale* začíná od *epicondylus lateralis femoris*, jejich bříška přecházejí v mohutnou Achillovu šlachu, která se upíná na *tuber calcanei*.

Funkce: hlavní funkce je flexe nohy v kolením kloubu a prstů,

Inervace: z *nervus tibialis* (Přidalová, & Riegrová, 2002).

2.4 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) se řadí mezi experimentální vyšetřovací metody pohybového systému. Prostřednictvím snímání bioelektrických signálů nám podává obraz o aktivitě svalů, což je příčinou objektivnějšího hodnocení neuromuskulární činnosti (Krobot, & Kolářová, 2011).

Elektromyografie je jednou z elektrofyziologických vyšetřovacích technik. Zabývá se vyšetřením funkčnosti kosterního svalstva. Elektromyografie snímá povrchovou nebo intramuskulární svalovou aktivitu. Její podstata spočívá v zachycení myoelektrického signálu, vytvořeného změnou napětí (potenciálu) na membráně svalových vláken. Akční potenciál je snímán povrchovými nebo jehlicovými elektrodami. Elektromyografie je přínosem pro neurologickou diagnostiku, kdy napomáhá při určení postižení a jeho charakteru, může odhalit i mírné poruchy. Pomocí elektromyografie lze také sledovat vývoj postižení a průběh léčby (Dufek, 1995).

2.4.1 Historie elektromyografie

Začátky povrchové elektromyografie můžeme datovat do poloviny 16. století. Redi tehdy předpokládal elektrickou aktivitu ve svalech některých ryb. Tato teorie byla prokázána na pokusech s úhoří, které byly provedeny Washem roku 1773. Vztahem mezi elektřinou a svalovou tkání se zabýval i Galvani. Jeho nejznámější pokus provedl roku 1791 na mrtvé žábě, když se mu podařilo vyvolat svalovou kontrakci dolní končetiny pomocí dvou tyčí z různých kovů. Galvani předpokládal, že svalová stah způsobuje tzv. živočišná elektřina. Na Galvaniho pokusy navázal Volta roku 1793. Volta se dokázal, že kontrakci způsobuje elektrický proud, který je indukovaný elektrolyte a dvěma elektrodami. spojení elektrolytu a dvou elektrod bylo později označeno jako galvanický článek. Za počátek neurofyziologie představovalo sestavení prvního galvanometru (1820), kterým roku 1844 Carlo Matteucci dokázal svalovou aktivitu (Cram, & Kasman, 1998). Na Matteucciho navázal Du-Bois-Reymond, který elektrodou získával zprávu o elektrických signálech ve svalové soustavě a zjistil, že velikost zaznamenaného proudu je snížena impedancí kůže (Keller, 1999). Ve dvacátých letech 20. století přirovnal Angličan Baines šíření vzruchu nervovou tkání k šíření elektrického signálu kabelem, byl mnohými považován za prvního biomedicínského inženýra.

Roku 1922 byla vynalezena nová metoda zkoumání svalové aktivity. Gasser a Newcomer ke snímání použili namísto galvanometru osciloskop na principu katodové trubice, za tento vynález byli oceněni Nobelovou cenou za fyziologii. Využití elektronkových zesilovačů umožnilo klinické vyšetřování biosignálů. Velký význam pro rozvoj elektromyografie mělo použití jehlových elektrod, což umožnilo sledování aktivity jednotlivých svalových vláken. Jako první tuto metodu úspěšně vyzkoušel Bronk roku 1929. Jehlovou elektromyografií zdokonalil v průběhu 50. a 60. let Buchthal (Cram, & Kasman, 1998).

2.4.2 Fyziologické základy elektromyografie

Membrána svalových a nervových buněk je polopropustná (semipermeabilní). Má schopnost propouštět některé ionty, což má za následek změnu membránového napětí, této vlastnosti se říká také vzrušivost. Vzrušivost je řízena pomocí iontových kanálků, které se otevírají a zavírají, tím se ionty dostávají přes membránu (Vácha et al., 2008).

Na klidovém potenciálu se podílejí zejména ionty K^+ , Na^+ a Cl^- . Klidový membránový potenciál se liší dle typu buněk, pohybuje se od -30 mV do -90 mV (např. u červených krvinek je poměrně nízký, naopak u svalových buněk je vysoký). Uvnitř buňky v klidu převažuje koncentrace iontů se záporným nábojem a iontů K^+ , vně buňky převažuje koncentrace Na^+ iontů. O tuto rovnováhu se neustále stará Na/K pumpa. Pokud se otevřou iontové kanálky, Na^+ začne proudit dovnitř buňky a nese s sebou kladný náboj, tím se zvyšuje napětí uvnitř buňky (až na +60 mV), tento jev označujeme jako depolarizace. Iontové kanálky pro Na^+ jsou následně inaktivovány, naopak kanálky pro ionty K^+ se otevírají. Díky změně napětí (v buňce kladnější než vně) jsou K^+ ionty tlačeny elektrickou silou směrem ven a nastává depolarizace buňky. Akční potenciál (AP) vzniká díky přechodné změně svojí polarity (depolarizace) a šíří se buňkou (Přidalová, & Riegrová, 2002; Vácha et al., 2008).

2.4.3 Elektromyograf

Ke změření aktivity skupin svalových vláken je potřeba specializovaný vícekanálový přístroj elektromyograf. Slouží také k měření rychlosti šíření vzruchů v nervové soustavě.

Umožňuje rovněž snímání indukované i spontánní svalové aktivity. Počet kanálů bývá mezi dvěma až šesti (Chmelař, & Rozman, 1982).

2.4.4 Elektrody

Elektrody jsou součástí systému, zprostředkující průchod elektrického proudu mezi pacientem a aparaturou. Elektroda zabezpečuje kontakt s tělem pacienta a proto její materiál i konstrukce podléhá striktním požadavkům. V místě spojení elektrody s tkání dochází ke změně typu elektrické vodivosti, kdy se iontová vodivost mění na elektronovou vodivost. V lidském těle je totiž elektrický proud zprostředkováván proudem iontů a označuje se jako vodič druhé třídy. Elektrický proud mezi elektrodou a vstupem do vlastního elektromyografického zařízení je zprostředkován volnými elektrony, označuje se jako vodič první třídy. Elektrody snímají svalovou aktivitu díky kooperaci s elektrolytem. Elektrolytem bývá vodivý gel (povrchová elektromyografie) nebo tělní tekutina (jehlová elektromyografie). Děje, které se odehrávají na tomto rozhraní, jsou snímaným signálem sčítány do série a posléze se objevují v záznamu. Proto musí být rozhraní co nejvíce stálé (Chmelař, 1995). Chmelař (1995) dělí elektrody podle funkce a způsobu použití.

Dělení elektrod dle funkce:

- registrační,
- stimulační.

Dělení elektrod dle způsobu použití:

- podpovrchové (vpichové jehly),
- povrchové.

Pro účely této práce jsme využili povrchových elektrod.

2.4.5 Jehlová elektromyografie

Jehlová elektromyografie zachycuje jednotlivé akční potenciály šířené jen z jedné motorické jednotky. Jedná se o invazivní techniku, protože snímací elektroda je zanořena přímo ve vybraném svalu a vyžaduje odborné provedení. Pro účely elektromyografie se

používá velmi tenká jehla. Ideální pozice jehly pro zachycení akčních potenciálů se vyhledává změnou polohy jehly ve svalu. Hodnotí se charakter inzerční aktivity svalu během vpichování elektrody, aktivita v klidu a aktivita během kontrakce. Tato výzkumná metoda není vhodná pro pohybovou analýzu, jelikož při rozsáhlejšímu pohybu může dojít k poškození svalové tkáně (Enoka, 2002).

2.4.6 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG – surface electromyography) umožňuje registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu. Využívá k tomu povrchové elektrody, které mohou být monopolární, bipolární nebo tzv. multielektrody. Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na povrchu sarkolemy, který je způsoben změnou iontového složení na membráně svalových buněk během kontrakce svalu (Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Povrchová elektromyografie snímá akční potenciál svalových buněk přes okolní tukovou tkáň a kůži. Elektrický signál je výsledkem sumace (sčítání) akčních potenciálů motorických jednotek na svalových vláknech. Elektrický signál snímají elektrody umístěné v blízkosti zapojených svalových vláken. Motorická jednotka dále od elektrody má menší sumační akční potenciál, než motorická jednotka bližší elektrodě (Winter, 1990).

Elektrody se připevňují nad svalové břicho na kůži, nejčastěji v oblasti motorického bodu. Elektrody tak mohou účinně snímat aktivitu povrchově uložených svalů z motorické jednotky (Latash, 2008).

Kineziologická povrchová elektromyografie studuje především svalové funkce vykonané během daného pohybu, zabývá se koordinační činností svalů, pozoruje speciální vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků (Clarys, 2000).

V jednom okamžiku lze sledovat více svalů najednou ve statických i dynamických situacích a hodnotit ukazatele zahájení svalové aktivace, silové přírůstky vyvolané jednotlivými svaly nebo naopak ukazatele únavových procesů či vzájemné časové vztahy (timing) v zapojení jednotlivých svalů (De Luca, 1997)

2.4.7 Využití elektromyografie

Elektromyografie poskytuje rozsáhlé možnosti uplatnění, má však řadu limitujících faktorů. Velkou předností povrchové elektromyografie je možnost relativně snadno a neinvazivně snímat aktivitu více svalů současně v průběhu pohybové aktivity. Díky povrchové elektromyografii je možné zkoumat velikosti svalové aktivity, sekvenci zapojování jednotlivých svalů, svalovou únavu, atd. Povrchová elektromyografie je využívána zejména ke sledování a hodnocení mechanismů strategie kontroly pohybu za fyziologických i patologických podmínek (Krobot, & Kolářová, 2011).

Kromě zmíněného využití v rehabilitaci spatřují Krobot a Kolářová (2011) i multioborové uplatnění:

- Klinická medicína – objektivní zhodnocení funkčního stavu daných svalových skupin, případně může sloužit jako pomocná vyšetřovací metoda při volbě adekvátní léčby pacienta s pohybovou poruchou
- Sportovní trénink – hodnocení zatížení, trénovanosti a zručnosti.
- Aplikovaný výzkum – analýza pohybu v biomechanice.
- Ergonomické studie – hodnocení pracovního prostředí a jeho podmínek.

Podle Claryse (2000) může být povrchová elektromyografie využita v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a v dalších oborech.

3 Cíle

Hlavní cíl práce

Cílem práce je sledování změn svalové aktivity při chůzi s holemi a bez holí při různém sklonu podložky.

Dílčí cíle

1. Analyzovat vliv sklonu podložky na svalovou aktivitu při běžné chůzi.
2. Analyzovat vliv sklonu podložky na svalovou aktivitu při severské chůzi.
3. Porovnat svalovou aktivitu při severské a běžné chůzi.

Výzkumné otázky

1. Bude se lišit aktivita vybraných svalů při běžné chůzi při různém sklonu podložky?
2. Bude se lišit aktivita vybraných svalů při severské chůzi při různém sklonu podložky?
3. Bude se lišit aktivita vybraných svalů na dolních končetinách při severské chůzi a při běžné chůzi?

4. Metodika

Měření EMG bylo součástí projektu, který se zabýval komplexním vyšetřením severské chůze. Ve zmíněném projektu byla měřena např. spotřeba kyslíku, síla horních končetin působící na hole, byla provedena kinematická analýza chůze s holemi a bez holí, a v neposlední řadě proběhlo vyšetření aktivity vybraných svalů. Projekt byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné fakulty Univerzity Palackého v Olomouci (dále jen FTK UP). Před začátkem samotného měření byl probandy podepsán informovaný souhlas.

Testování probíhalo v terénu i v laboratorních podmínkách (teplota 20-24°C, relativní vlhkost vzduchu 40-60 % - zajištěno klimatizací). Probandi byli bez zjevných zranění a nemoci, bez akutních nebo chronických bolestí.

Probandi byli na začátku projektu instruováni k dodržování podmínek standardního měření: neprovádět fyzicky náročnou činnost alespoň 24h před samotným laboratorním testem, nepít alkoholické nápoje alespoň 24h před testem, vyvarovat se nekouření cigaret alespoň 12 hodin před testováním a nekonzumovat alespoň 2 hodiny před testem větší množství jídla.

Celý projekt obsahoval: 2. lekce severské chůze s instruktorem, měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí, běžecký zátěžový test do vita maxima na běžeckém ergometru LODE Valiant a závěrečné měření, které bylo zaměřeno na kinematickou analýzu a svalovou aktivitu. Kinematická analýza byla provedena pomocí systému Vicon MX. Hodnocení aktivity vybraných svalů proběhlo pomocí systému Delsys Trigno Wireless se stalo předmětem této práce, ostatní testování posloužilo jako doplňující zdroj informací.

4.1 Charakteristika souboru

Měření, které je předmětem této práce se zúčastnilo 10 probandů. Měřený soubor tvořili studenti FTK UP, mužského pohlaví. Průměrný věk probandů byl 22,9 let, průměrná výška 180,1 cm, průměrná hmotnost 75,3 kg (tabulka 1). Jejich nábor proběhl formou letáků umístěných v učebnách FTK UP. Měřený soubor byl tvořen relativně homogenní skupinou, u které se předpokládala vyšší úroveň motorických schopností i fyzické zdatnosti než u běžné populace.

Tabulka 1. Základní statistické charakteristiky testovaného souboru

		n=10
Věk [roky]	M	22,9
	SD	1,04
	min/max	21/24
Výška [cm]	M	180,1
	SD	5,63
	min/max	174/193
Hmotnost [cm]	M	75,3
	SD	5,25
	min/max	68/85

M - aritmetický průměr, SD - směrodatná odchylka, min Max - minimální a maximální hodnota, n - počet probandů.

4.2 Metodika sběru dat

Na začátku byli probandi seznámeni s průběhem měření a jeho časovou koncepcí. Pro účely této práce byly důležité pouze 2 lekce severské chůze, měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí a snímání svalové aktivity pomocí elektromyografie. Ostatními měřeními se zde zabývat nebudeme.

4.2.1 Lekce severské chůze

Obě lekce byly pod vedením zkušeného lektora severské chůze. Trvání první lekce bylo 60 minut a byla zaměřena na seznámení s holemi a správnou technikou severské chůze. Bylo zde vysvětleno a názorně předvedeno uchopení holí a správná práce s nimi. Technika chůze byla procvičena nejprve na rovině, posléze do kopce i z kopce. Druhá lekce měla procvičovací a zdokonalovací charakter. Její trvání bylo opět 60 minut. Obě lekce se odehrály v areálu FTK UP a jejím blízkém okolí.

4.2.2 Měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí

Měření probíhalo v areálu FTK UP. Rychlost chůze byla měřena pomocí dvou fotobuněk, které byly od sebe vzdáleny 7 metrů, Měřená vzdálenost tedy byla 7 metrů. Před první fotobuňkou bylo náběhové území, dlouhé také 7 metrů, ve kterém měli probandi dosáhnout přirozené rychlosti chůze a touto rychlostí konstantně pokračovat v celém měřeném území. Za druhou cílovou fotobuňkou bylo doběhové území, tam docházelo k zastavení pohybu a ukončení měření. Probandi podstoupili toto měření dvakrát s holemi a dvakrát bez holí během jednoho setkání, z obou pokusů se následně spočítala průměrná rychlost v km/h.

4.2.3 Laboratorní měření svalové aktivity

Měření svalové aktivity bylo provedeno u severské chůze, chůze bez holí a stoje. Obě měření proběhla ve stejný den s dostatečným časovým odstupem 30. minut. Vyšetření probíhalo ve fyziologické laboratoři FTK UP na běžeckém ergometru LODE Valiant. Během měření vybraného typu chůze se šestkrát záměrně měnily podmínky prostředí, díky změnám sklonu a rychlosti pásu. Zabývali jsme se třemi různými rychlostmi a dvěma sklony:

- přirozená rychlost chůze (označována jako **V0**),
- přirozená rychlost chůze zvětšená o 10 % (**V10**),
- přirozená rychlost chůze zvětšená o 20 % (**V20**).

Rychlost V0 byla spočítána z průměrné rychlosti chůze daného probanda získané dřívějším měřením.

Sklon pásu byl stanoven na:

- sklon 0° (označován jako **0**),
- sklon 7,5 ° (**7,5**).

Kombinací rychlosti běžeckého pásu a jeho různým sklonem jsme získali zmíněných šest různých podmínek prostředí, které se uplatnily u obou typů chůze:

- přirozená rychlost chůze se sklonem 0 (**V0;0**),
- přirozená rychlost chůze zvětšená o 10 % se sklonem 0 (**V10;0**),
- přirozená rychlost chůze zvětšená o 20 % se sklonem 0 (**V20;0**),
- přirozená rychlost chůze se sklonem 7,5° (**V0;7,5**),
- přirozená rychlost chůze zvětšená o 10 % se sklonem 7,5° (**V10;7,5**),
- přirozená rychlost chůze zvětšená o 20 % se sklonem 7,5° (**V20;7,5**).

Tyto podmínky byly sledovány u severské chůze a chůze bez holí, stoj byl nasnímán na rovině (se sklonem 0).

Pro účely diplomové práce jsme z výše uvedených podmínek prostředí vybrali následující:

1. **Severská chůze**, přirozená rychlost chůze se sklonem 0 (**V0;0**),
2. **Severská chůze**, přirozená rychlost chůze se sklonem 7,5° (**V0;7,5**),
3. **Chůze bez holí**, přirozená rychlost chůze se sklonem 0 (**V0;0**),
4. **Chůze bez holí**, přirozená rychlost chůze se sklonem 7,5° (**V0;7,5**),
5. **Stoj**.

Před začátkem měření Bylo na probanda umístěno 12 povrchových elektrod systému Trigno Wireless, které snímaly aktivitu svalů:

- *musculus tibialis anterior dexter*,
- *musculus tibialis anterior sinister*,
- *musculus gastrocnemius lateralis dexter*,
- *musculus gastrocnemius lateralis sinister*,
- *musculus biceps femoris dexter*,
- *musculus biceps femoris sinister*,
- *musculus gluteus medius dexter*,
- *musculus gluteus medius sinister*,
- *musculus vastus medialis dexter*,
- *musculus vastus medialis sinister*,
- *musculus rectus femoris dexter*,
- *musculus rectus femoris sinister*.

Následovně byl stanoven protokol sklonu a rychlosti běžeckého pásu. Tento protokol byl sestaven náhodně na základě losování. Proband si nejprve vylosoval, jestli půjde nejdřív

s holemi nebo bez holí. Následovalo losování, v jakém pořadí se budou měnit sklony pásu, nakonec si proband vylosoval pořadí rychlostí. Stejný systém se uplatnil při losování chůze bez holí.

Po nastavení protokolu běžeckého pásu se spustil test vylosovaného typu chůze. Celková doba jednoho testu byla 7 minut. Rychlost běžeckého pásu se měnila po 1 minutě, vlastní záznam údajů z elektromyografie trval závěrečných 30 vteřin do další změny rychlosti pásu. Změna sklonu pásu trvala taktéž 30 vteřin, po tuto dobu se údaje z elektromyografie nezaznamenávaly. Po dostatečném odpočinku, který trval alespoň 30 minut, mohl být proveden test druhého typu chůze. Z každé rychlosti v daném sklonu byl pořízen třiceti vteřinový elektromyografický záznam. Získali jsme tedy 12 záznamů od každého probanda při chůzi a jeden záznam stoje. Pro účely diplomové práce nás dále zajímalo jen 5 záznamů, se kterými jsme dále pracovali.

4.3 Zpracování dat

Elektrická aktivita ve vybraných svaích byla zachycena povrchovou elektromyografií. Hrubý elektromyografický signál byl snímán systémem Trigno Wireless a dále zpracován programem EMGworks 3.7 Analysis. Data poskytnutá softwarem EMGworks 3.7 Analysis byla upravena v programu Microsoft Office Excel 2007, kde proběhlo označení jednotlivých fází krokového cyklu (stojná a švihová), dále byly tyto fáze rozděleny na dvě poloviny a pročitán jejich aritmetický průměr z pěti pokusů pro levou i pravou končetinu. Jako parametr byla zvolena průměrná hodnota svalové aktivity ve čtyřech fázích krokového cyklu: St1 - první polovina stojné fáze, St2 - druhá polovina stojné fáze, Sw1 - první polovina švihové fáze, Sw2 - druhá polovina švihové fáze. Relativní svalová aktivita byla určena jako násobek aktivační hodnoty při stoji. Statistické porovnání bylo provedeno neparametrickým párovým Wilcoxonovým testem. Za významný rozdíl (v tabulce označen červeně) byl považován rozdíl pro $p < 0,05$.

5 Výsledky

5.1 Porovnání svalové aktivity

Přehled svalové aktivity jednotlivých svalů při různé rychlosti a sklonu včetně hladiny statistické významnosti rozdílů mezi pokusy v různých podmínkách jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2. Porovnání svalové aktivity v závislosti na typu chůze a sklonu podložky.

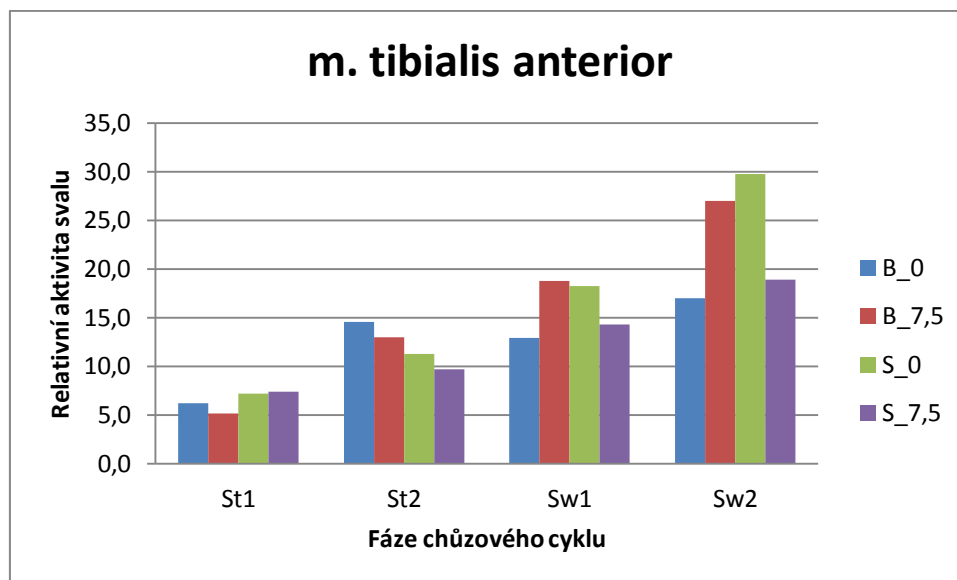
Vliv sklonu		Sklon 0				Sklon 7,5°				Vliv sklonu - hladina p			
Vliv holí		St1	St2	Sw1	Sw2	St1	St2	Sw1	Sw2	St1	St2	Sw1	Sw2
Bez holí	TA	6,2	14,6	12,9	17,0	5,1	13,0	18,7	27,0	0,126	0,145	0,067	0,100
	GL	4,1	2,8	1,4	1,8	6,9	6,4	1,1	1,8	0,014	0,000	0,970	0,575
	BF	0,9	0,6	1,0	2,1	1,6	0,6	2,6	3,8	0,057	0,709	0,852	0,000
	GM	1,6	0,7	1,1	3,1	3,3	1,0	0,9	6,5	0,000	0,037	0,411	0,145
	VM	4,2	4,6	2,6	7,1	4,0	4,5	2,7	10,3	0,778	0,968	0,546	0,629
	RF	3,0	5,3	1,5	7,6	2,9	5,5	1,6	6,1	0,794	0,351	0,940	0,296
S holmi	TA	7,2	11,3	18,2	29,8	7,4	9,7	14,3	18,9	0,260	0,809	0,778	0,494
	GL	3,8	4,0	1,2	1,9	4,4	8,7	1,7	2,2	1,000	0,000	0,093	0,135
	BF	1,5	0,7	1,7	2,7	2,7	0,7	1,9	3,4	0,006	0,313	0,179	0,852
	GM	2,6	1,2	1,1	2,8	3,9	1,6	1,0	3,7	0,007	0,093	0,709	0,601
	VM	2,8	2,4	1,7	4,5	4,5	2,2	2,5	4,8	0,171	0,841	0,494	0,084
	RF	3,4	2,4	2,4	5,3	4,9	3,2	2,6	3,2	0,212	0,601	0,044	0,314
Vliv holí - hladina p	TA	0,627	0,108	0,765	0,794	0,872	0,159	0,421	0,546				
	GL	0,737	0,135	0,970	0,911	0,006	0,108	0,218	0,575				
	BF	0,025	0,823	0,526	0,007	0,001	0,079	0,135	0,737				
	GM	0,002	0,019	0,627	0,794	0,478	0,014	0,218	0,044				
	VM	0,122	0,420	0,948	0,286	0,043	0,500	0,845	0,008				
	RF	0,737	0,601	0,502	0,313	0,049	0,841	0,070	0,445				

Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, TA - musculus tibialis anterior, GL - m. gastrocnemius lateralis, BF - m. biceps femoris, GM - m. gluteus medius, VM - m. vastus medialis, RF - m. rectus femoris, p - hladina statistické významnosti (červené označení - statisticky významný rozdíl $p < 0,05$).

5.2 Hodnocení svalové aktivity vybraných svalů

Musculus tibialis anterior

Na jeho aktivitě nebyl prokázán žádný statisticky významný rozdíl v závislosti na typu chůze ani na velikosti sklonu. Aktivita *musculus tibialis anterior* je znázorněna na obrázku 8.



Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, B_0 - chůze bez holí se sklonem 0, B_7,5 - chůze bez holí se sklonem 7,5°, S_0 - chůze s holemi se sklonem 0, B_7,5 - chůze s holemi se sklonem 7,5°.

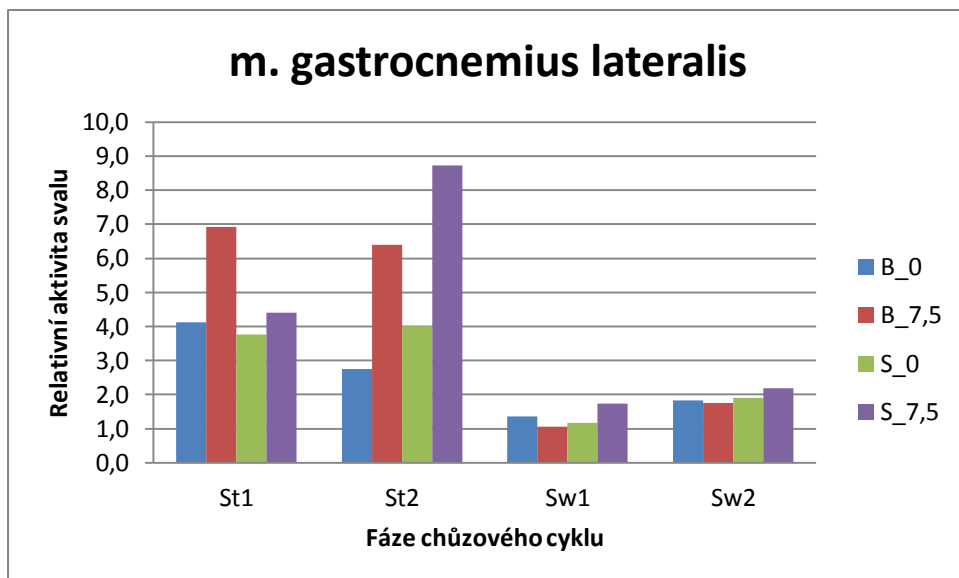
Obrázek 8. Svalová aktivita *musculus tibialis anterior*.

Musculus gastrocnemius lateralis

Na aktivitě tohoto svalu jsme shledali statisticky významné rozdíly, které se týkají jak vlivu použití holí, tak vlivu velikosti sklonu. Aktivita *musculus gastrocnemius lateralis* je znázorněna na obrázku 9.

Při použití holí byla zjištěna zvýšená aktivita tohoto svalu vzhledem k chůzi bez holí při sklonu 7,5°. Tato zvýšená aktivita probíhala v první části stojné fáze, kdy hladina statistické významnosti byla 0,006.

Zvýšení sklonu mělo za následek zvýšenou aktivitu *musculus gastrocnemius lateralis*. Jednalo se o první část stojné fáze při chůzi bez holí ($p=0,014$), druhou část stojné fáze při chůzi bez holí ($p=0,000$) a o druhou část stojné fáze při chůzi s holemi ($p=0,000$).



Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, B_0 - chůze bez holí se sklonem 0, B_7,5 - chůze bez holí se sklonem 7,5°, S_0 - chůze s holemi se sklonem 0, B_7,5 - chůze s holemi se sklonem 7,5°.

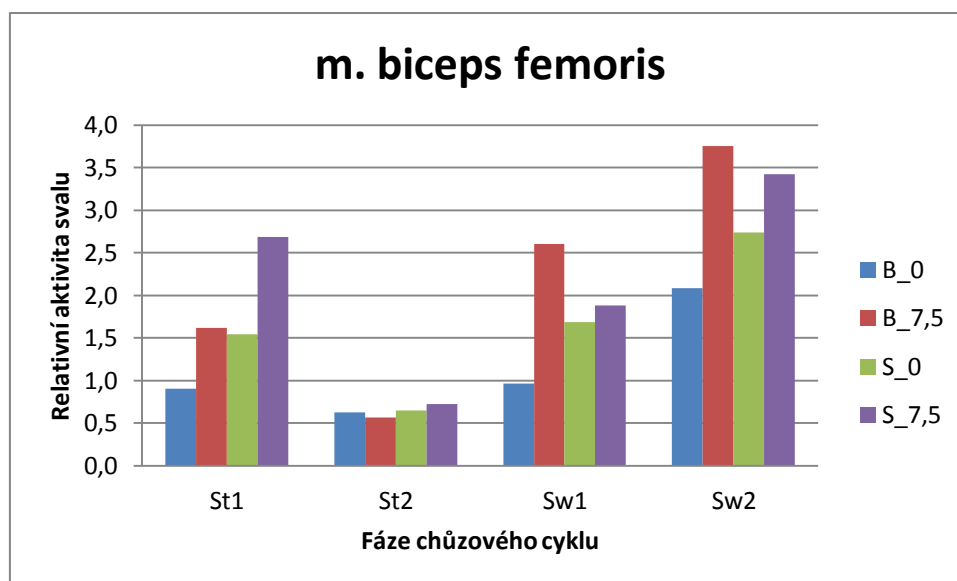
Obrázek 9. Svalová aktivita *musculus gastrocnemius lateralis*.

Musculus biceps femoris

Na aktivitě *musculus biceps femoris* byl zjištěn statisticky významný rozdíl jak pro vliv použití holí, tak pro vliv velikosti sklonu. Aktivita *musculus biceps femoris* je znázorněna na obrázku 10.

Byla zjištěna zvýšená aktivita tohoto svalu při chůzi s holemi během krokového cyklu. Jednalo se o první část stojné fáze při sklonu 0 ($p=0,025$), druhou část švihové fáze při sklonu 0 ($p=0,007$) a první část stojné fáze při sklonu 7,5° ($p=0,001$).

Zvýšením sklonu na 7,5° se významně zvýšila velikost svalové aktivity ve druhé části švihové fáze při chůzi bez holí ($p=0,000$) a v první části stojné fáze při chůzi s holemi ($p=0,006$).



Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, B_0 - chůze bez holí se sklonem 0, B_7,5 - chůze bez holí se sklonem 7,5°, S_0 - chůze s holemi se sklonem 0, B_7,5 - chůze s holemi se sklonem 7,5°.

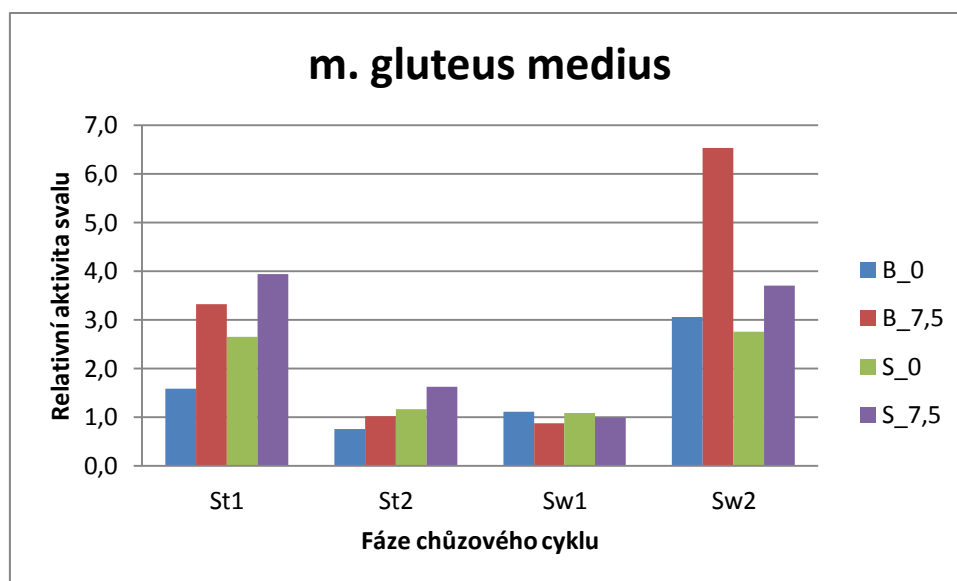
Obrázek 10. Svalová aktivita *musculus biceps femoris*.

Musculus gluteus medius

Na tomto svalu jsme zaznamenali největší změny aktivity, které byly pozorovány u vlivu použití holí i vlivu velikosti sklonu. Aktivita *musculus gluteus medius* je znázorněna na obrázku 11.

Vliv použití holí při chůzi se projevil zvýšením, ale i snížením aktivity *musculus gluteus medius* v průběhu krokového cyklu. Zvýšení aktivity nastalo v první část stojné fáze při sklonu 0 ($p=0,002$), ve druhé části stojné fáze při sklonu 0 ($p=0,019$), ve druhé části stojné fáze při sklonu 7,5° ($p=0,014$). Naopak snížení aktivity *musculus gluteus medius* bylo pozorováno ve druhé části švihové fáze při sklonu 7,5° ($p=0,044$).

Zvýšení sklonu se projevil zvýšením aktivity *musculus gluteus medius* v průběhu krokového cyklu. Toto zvýšení bylo zjištěno v první část stojné fáze při chůzi bez holí ($p=0,000$), ve druhé části stojné fáze při chůzi bez holí ($p=0,037$) a v první část stojné fáze při chůzi s holemi ($p=0,007$).



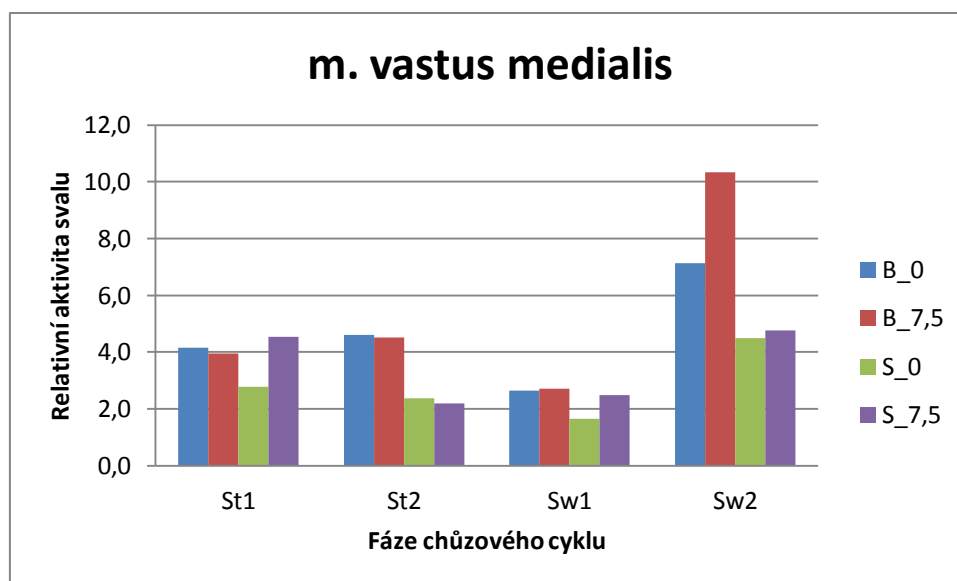
Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, B_0 - chůze bez holí se sklonem 0, B_7,5 - chůze bez holí se sklonem 7,5°, S_0 - chůze s holemi se sklonem 0, B_7,5 - chůze s holemi se sklonem 7,5°.

Obrázek 11. Svalová aktivita *musculus gluteus medius*.

Musculus vastus medialis

Použití holí způsobilo zvýšení i snížení aktivity *musculus vastus medialis* v průběhu krokového cyklu. Vliv velikosti sklonu nebyl statisticky prokázán. Aktivita *musculus vastus medialis* je znázorněna na obrázku 12.

Vliv použití holí při chůzi se projevil zvýšením aktivity *musculus vastus medialis* během první části stojné fáze při sklonu 7,5° ($p=0,043$). Snížení jeho aktivity bylo zaznamenáno ve druhé části švihové fáze při sklonu 7,5° ($p=0,008$).



Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, B_0 - chůze bez holí se sklonem 0, B_7,5 - chůze bez holí se sklonem 7,5°, S_0 - chůze s holemi se sklonem 0, B_7,5 - chůze s holemi se sklonem 7,5°.

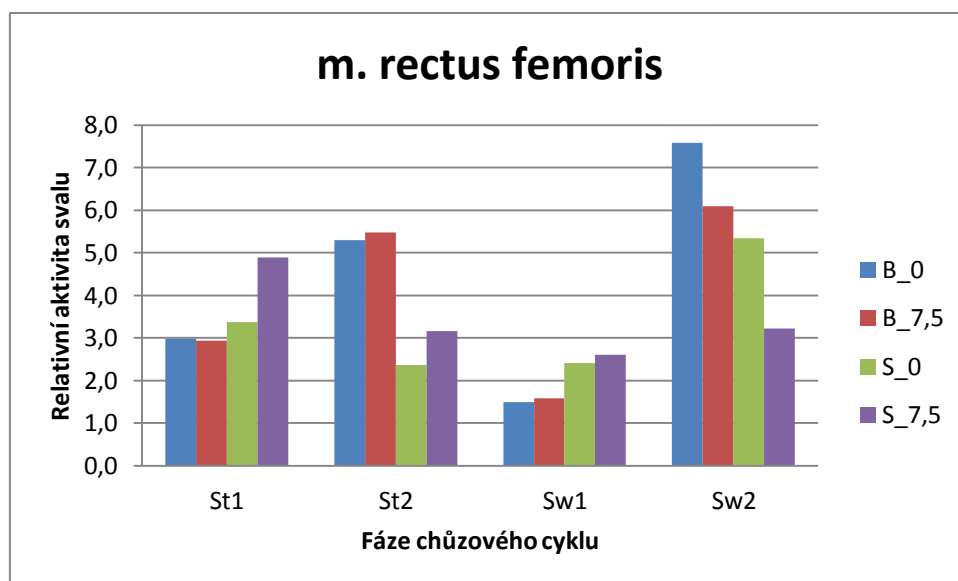
Obrázek 12. Svalová aktivita *musculus vastus medialis*.

Musculus rectus femoris

U *Musculus rectus femoris* byla prokázána změna aktivity v průběhu krokového cyklu vlivem použití holí i vlivem zvýšení sklonu. Ale u obou faktorů nastala změna jen v jednom zkoumaném případě. Aktivita *musculus rectus femoris* je znázorněna na obrázku 13

Použití holí se projevilo zvýšením aktivity v první části stojné fáze při sklonu 7,5° ($p=0,049$).

Zvýšením sklonu podložky došlo ke zvýšení aktivity *musculus rectus femoris* v první části švihové fáze při chůzi s holemi ($p=0,044$).



Vysvětlivky: St1 - první polovina stojné fáze krokového cyklu, St2 - druhá polovina stojné fáze krokového cyklu, Sw1 - první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 - druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, B_0 - chůze bez holí se sklonem 0, B_7,5 - chůze bez holí se sklonem 7,5°, S_0 - chůze s holemi se sklonem 0, B_7,5 - chůze s holemi se sklonem 7,5°.

Obrázek 13. Svalová aktivita *musculus rectus femoris*.

6 Diskuse

Na Fakultě tělesné kultury UP v Olomouci se zkoumání severské chůze věnovala celá řada výzkumů. Většina těchto výzkumů byla orientována na fyziologické aspekty chůze s holemi. Studií, které by se zabývaly svalovou aktivitou, je poměrně málo. Což byl jeden z důvodů sepsání této práce. Tato práce byla součástí velkého výzkumu fyziologických a biomechanických aspektů severské chůze realizovaného na této fakultě.

6.1 Vliv holí na svalovou aktivitu

Zabývali jsme se předpokladem, že se při chůzi s holemi změní zapojení vybraných svalů, což se následně projeví na jejich aktivitě snímané pomocí elektromyografie. Tento předpoklad se projevil, téměř u všech vybraných svalů vyšel statisticky významný rozdíl jejich aktivity.

Vstupní předpoklady aktivity vybraných svalů byly následující: *musculus tibialis anterior* (předpoklad vyšší aktivity při severské chůzi, z důvodu prodloužení kroku), *musculus gastrocnemius lateralis* (předpoklad vyšší aktivity při severské chůzi, z důvodu aktivnějšího zapojení při odrazu), *musculus biceps femoris* (předpoklad vyšší aktivity při severské chůzi, z důvodu aktivnějšího zapojení při odrazu), *musculus gluteus medius* (předpoklad nižší aktivity při severské chůzi, z důvodu zapojení horních končetin na stabilizaci pohybu), *musculus vastus medialis* (předpoklad vyšší aktivity při severské chůzi, z důvodu aktivnějšího zapojení při odrazu), *musculus rectus femoris* (předpoklad vyšší aktivity při severské chůzi, z důvodu aktivnějšího zapojení při odrazu a prodloužení kroku).

Statisticky významný rozdíl ve zvýšení aktivity při severské chůze byl zaznamenán u *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis* a *musculus rectus femoris*. Tyto rozdíly ve svalové aktivitě nebyly pozorovány v průběhu celého krokového cyklu, ale pouze v jeho určitých částech. Nejčastěji se zvýšení aktivity vyskytovalo během krokového cyklu u *musculus biceps femoris* a *musculus gluteus medius*.

Sval *musculus tibialis anterior* nezaznamenal žádnou změnu aktivity, což lze vysvětlit nedostatečnou rychlostí běžné chůze, pro statisticky významnou událost.

Statisticky významný rozdíl ve snížení aktivity v průběhu krokového cyklu severské chůze byl zaznamenán u *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus vastus medialis*, *musculus gluteus medius*.

Na první pohled může vypadat nelogicky, že například *musculus vastus medialis* svou aktivitu, během krokového cyklu u severské chůze, zvyšuje a následně snižuje, v porovnání s běžnou chůzí. Je třeba si však uvědomit, že je krokový cyklus rozdělen do několika fází. Porovnáním těchto fází u severské a běžné chůze, dochází k výše uvedeným závěrům. U některých svalů nelze tedy jednoznačně říct, že jsou více či méně zapojovány během severské chůze.

Porovnáním svalové aktivity dolní končetiny při odrazu od podložky během severské chůze a běžné chůze, jsme došli k závěrům, že jediným svaem, prokazujícím významné zvýšení aktivity při této činnosti u severské chůze byl *musculus gluteus medius*. Jeho zvýšená aktivita byla zaznamenána jak při nulovém sklonu podložky, tak při sklonu 7,5°. Toto zjištění vyvrátilo naši domněnku, že *musculus gluteus medius* bude vykazovat nižší aktivitu při chůzi s holemi.

Porovnáním svalové aktivity dolní končetiny při došlapu na podložku během severské chůze a běžné chůze, jsme zjistili sníženou aktivitu *musculus gastrocnemius lateralis* při severské chůzi za sklonu 7,5°. Naopak zvýšená aktivita při došlapu u severské chůze byla zjištěna u *musculus biceps femoris* (při obou sklonech), *musculus gluteus medius* (při nulovém sklonu), *musculus vastus medialis* (při sklonu 7,5°) a *musculus rectus femoris* (při sklonu 7,5°).

Díky těmto zjištěním nemůžeme přijmout značně obecné tvrzení, že použití holí tlumí zatížení svalů a kloubů při došlapu. Hole v této fázi mají spíše stabilizační funkci. Z naší práce můžeme vyvodit obecný závěr, že při severské chůzi dochází k vyšší aktivaci vybraných svalů na dolní končetině.

Čermáková (2011) ve své práci nepotvrzuje zvýšenou aktivitu *musculus tibialis anterior* a *musculus biceps femoris* při chůzi s holemi. S tímto tvrzením můžeme souhlasit jenom u *musculus tibialis anterior*. U *musculus biceps femoris* bylo námi zjištěno statisticky významné zvýšení jeho aktivity v druhé části švihové fáze při sklonu 0, dále v první část stojné fáze při sklonu 0 a první část stojné fáze při sklonu 7,5°.

V odborné literatuře (Kračmar et al., 2011) je velmi často zmiňována signifikantně zvýšená aktivita svalů ramenního pletence, zejména *musculus latissimus dorsi*. Stejný pozoroval také Škopek (2012). Je pravděpodobné, že *musculus latissimus dorsi* částečně přebírá stabilizační funkci gluteálních svalů, tím je odlehčuje a dochází k jejich snížené

aktivitě. Severskou chůzi lze tedy doporučit při chůzi do kopce, případně z prudkého svahu. Používání holí při chůzi po rovině by mohlo, zejména u seniorů, dojít k ochabnutí gluteálních svalů. V tomto ohledu se jeví *musculus latissimus dorsi* jako klíčový sval celé pohybové aktivity a mohl by sloužit jako námět pro další zkoumání.

6.2 Vliv sklonu na svalovou aktivitu

Zabývali jsme se vlivem sklonu 0 a 7,5°. Vstupní předpoklad byl, že při chůzi do kopce (sklon 7,5°) dojde ke zvýšení aktivity všech pozorovaných svalů, oproti chůzi při sklonu 0, z důvodů aktivnějšího odrazu dolní končetiny. Tento vstupní předpoklad se nenaplnil u všech zkoumaných svalů.

Při zvýšení sklonu na 7,5° byla pozorována zvýšená svalová aktivita u *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius* a *musculus rectus femoris*. Tyto rozdíly ve svalové aktivitě nebyly zjištěny v průběhu celého krokového cyklu, ale pouze v jeho určitých částech. Nejčastěji se během krokového cyklu vyskytovalo zvýšení aktivity u *musculus gastrocnemius lateralis* a *musculus biceps femoris*.

Zvýšená aktivita nebyla pozorována u *musculus tibialis anterior* a *musculus vastus medialis*.

Při zvýšení sklonu na 7,5°, podle očekávání, nedošlo ke statisticky významnému snížení aktivity žádného svalu v průběhu krokového cyklu.

Posuzováním vlivu sklonu podložky na svalovou aktivitu dolní končetiny v době odrazu od podložky, jsme zjistili statisticky zvýšenou aktivitu *musculus gastrocnemius lateralis* při sklonu 7,5° u obou typů chůze. Při odrazu jsme také zaznamenali výšenou aktivitu i u *musculus gluteus medius* (při chůzi bez holí). Snížení aktivity během odrazu zaznamenáno nebylo.

Posuzováním vlivu sklonu podložky na svalovou aktivitu během dopadu dolní končetiny na podložku, jsme opět zjistili zvýšenou aktivitu *musculus gastrocnemius lateralis* při sklonu 7,5° (při chůzi bez holí). Zvýšená aktivita byla sledována i u *musculus gluteus medius* (při obou typech chůze) a *musculus biceps femoris* (při chůzi s holemi). Statistické snížení aktivity při dopadu dolní končetiny na podložku zaznamenáno nebylo.

Z výše uvedeného lze tedy usoudit výrazná přímá úměrnost mezi svalovou aktivitou sklonem podložky. Tuto skutečnost můžeme zahrnout do souvislosti s energetickou

náročností pohybu, jelikož se dají předpokládat zvýšené energetické nároky v době vyšší svalové aktivity. Chůzi do kopce můžeme doporučit jedinců s potřebou redukce tělesné váhy.

Autoři odborné literatury se zabývají především účinkem sklonu na metabolické a kardiovaskulární zatížení. Těmito problémy se zabývá jak česká (Dalíková, 2011; Vrtěl, 2010), tak zahraniční literatura (Laukkanen, 2009; Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, & Schena, 2010; Schiffer, Knicker, Dannohl, & Struder, 2009). Bohužel vliv sklonu za svalovou aktivitu nepopisuje téměř žádná dostupná literatura.

6.3 Limity studie

Mezi hlavní limity studie patří poměrně nízký počet probandů, při kterém se může na zkreslení výsledku negativně projevit již jen jediná výraznější odchylka. Testovaný soubor nebyl vytvořen náhodným výběrem, byl založen na dobrovolnosti studentů Fakulty tělesné kultury a nerespektuje variabilitu populace. Výsledky nemusí být platné pro obecnou populaci. Také je třeba zmínit laboratorní podmínky, které nejsou identické s podmínkami, ve kterých se chůze s holemi běžně provozuje (například povětrnostní podmínky, charakter povrchu podložky. Co se týče postupu při měření, tak relativní svalová aktivita byla určena jako násobek aktivační hodnoty při stoji. V zahraniční literatuře je používanější určení relativní aktivity jako % maximální volní kontrakce. Tento postup však z časových důvodů (velké množství měřených svalů, využití dalších metod) nebyl možný.

K výhodám této studie patří zkoumání exaktních hodnot, které je založeno na faktorech neovlivnitelných vůlí nebo vnějších podmínek prostředí.

7 Závěr

Hlavním cílem práce bylo sledování změn svalové aktivity při chůzi s holemi a bez holí při různém sklonu podložky. Dílčí cíle byly vytyčené jako porovnání svalové aktivity při severské a běžné chůzi, analýza vlivu sklonu podložky na svalovou aktivitu při severské a běžné chůzi. V této práci se nám podařilo obsáhnout všechny stanovené cíle.

Významné zvýšení aktivity při chůzi s holemi bylo zaznamenáno u:

- *Musculus biceps femoris*
 - v první části stojné fáze při sklonu 0,
 - v druhé části švihové fáze při sklonu 0,
 - v první části stojné fáze při sklonu 7,5°.
- *Musculus gluteus medius*
 - v první části stojné fáze při sklonu 0,
 - ve druhé části stojné fáze při sklonu 0,
 - ve druhé části stojné fáze při sklonu 7,5°.
- *Musculus vastus medialis*
 - v první části stojné fáze při sklonu 7,5°.
- *Musculus rectus femoris*
 - v první části švihové fáze při chůzi s holemi.

Snížená aktivita při chůzi s holemi byla zaznamenána u:

- *Musculus gastrocnemius lateralis*
 - první část stojné fáze při sklonu 7,5°.
- *Musculus gluteus medius*
 - ve druhé části švihové fáze při sklonu 7,5°.
- *Musculus vastus medialis*
 - ve druhé části švihové fáze při sklonu 7,5°.

U vybraných svalů je viditelná tendence zvyšování aktivity při severské chůzi. V porovnání s běžnou chůzí, dochází k aktivnějším zapojením svalů do odrazu od podložky a také vyšší aktivací při dopadu dolní končetiny na podložku, což má na následek zvýšenou svalovou aktivitu zejména u *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*,

musculus gluteus medius, *musculus vastus medialis*, *musculus rectus femoris*. Použití holí nemá žádný prokazatelný vliv na aktivitu *musculus tibialis anterior*.

Zvýšená aktivita při zvýšení sklonu pásu byla zaznamenána u:

- *Musculus gastrocnemius lateralis*
 - v první části stojné fáze při chůzi bez holí,
 - ve druhé části stojné fáze při chůzi bez holí,
 - ve druhé části stojné fáze při chůzi s holemi.
- *Musculus biceps femoris*
 - ve druhé části švihové fáze při chůzi bez holí,
 - v první části stojné fáze při chůzi s holemi.
- *Musculus gluteus medius*
 - v první části stojné fáze při chůzi bez holí,
 - ve druhé části stojné fáze při chůzi bez holí,
 - v první část stojné fáze při chůzi s holemi.
- *Musculus rectus femoris*
 - v první části švihové fáze při chůzi s holemi.

Z výsledků lze usoudit výrazná přímá úměrnost mezi svalovou aktivitou a sklonem podložky. Zvýšení svalové aktivity bylo klasifikováno při zvýšeném sklonu během odrazu od podložky a také při dopadu dolní končetiny. V tomto směru byly nejvíce aktivní *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris* a *musculus gluteus medius*. Vliv sklonu nebyl prokázán na aktivitu *musculus tibialis anterior* a *musculus vastus medialis*.

8 Souhrn

Chůze je jedna z nejpřirozenějších pohybových aktivit. V současné době spatřujeme trend modifikace této pohybové aktivity. Jednou z moderních modifikací chůze se stala severská chůze (neboli Nordic walking). Severská chůze využívá v pohybu speciálně upravené hole. Severská chůze je obecně považována za vhodnější pohybovou aktivitu než běžná chůze. Aktuální vědecké studie podpořené laboratorními testy dokumentují pozitivní účinky severské chůze na organismus. Severská chůze je dostupná téměř všem lidem. Je to velmi výhodná pohybová aktivita zejména pro obézní osoby, seniory nebo méně trénované jedince. Využití spatřujeme ale také pro fyzicky aktivní jedince, kde severská chůze může být vnímána jako vhodný prostředek zlepšování fyzické kondice.

Hlavním cílem práce bylo sledování změn svalové aktivity při chůzi s holemi a bez holí při různém sklonu podložky. Dílčí cíle byly stanoveny jako porovnání svalové aktivity při severské a běžné chůzi, analýza vlivu sklonu podložky na svalovou aktivitu při severské a běžné chůzi. V této práci se nám podařilo obsáhnout všechny vytyčené cíle.

Měření, které bylo předmětem této práce, se zúčastnilo 10 probandů. Měřený soubor tvořili studenti FTK UP, mužského pohlaví. Průměrný věk probandů byl 22,9 let, průměrná výška 180,1 cm, průměrná hmotnost 75,3 kg.

Všichni probandi podstoupili 2 lekce severské chůze, měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí a snímání svalové aktivity pomocí elektromyografie. Při snímání svalové aktivity jsme se zaměřili na *musculus tibialis anterior*, *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis* a *musculus rectus femoris*. Před laboratorním měřením byla vypočítána přirozená rychlost chůze s holemi i bez holí. Měření svalové aktivity bylo provedeno u severské chůze a chůze bez holí. Oba typy chůze byly provedeny s nulovým sklonem podložky a se sklonem 7,5°. Měření proběhla ve stejný den s dostatečným časovým odstupem 30. minut. Vyšetření probíhalo ve fyziologické laboratoři FTK UP

Z výsledků práce je zřejmá tendence zvyšování svalové aktivity při severské chůzi i při zvýšení sklonu podložky. Použití holí ovlivňuje zvýšení aktivity zejména u *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis*, *musculus rectus femoris*. Naopak použití holí nemá prakticky žádný prokazatelný vliv na aktivitu *musculus tibialis anterior*. Co se týče vlivu sklonu, byla zjištěna výrazná přímá úměrnost mezi svalovou aktivitou a sklonem podložky. Zvýšení sklonu se nejvíce

projevilo na zvýšené aktivitě *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris* a *musculus gluteus medius*. Vliv sklonu nebyl prokázán na aktivitu *musculus tibialis anterior* a *musculus vastus medialis*. Ke zvyšování aktivit svalů však nedochází během celého krokového cyklu. Námi zjištěné změny aktivit se odehrávají vždy v určité části krokového cyklu.

9 Summary

Gait is one of the most natural physical activities. We can see a trend modification of this activity at present. One of the modern modifications walk became Nordic walking. Nordic walking uses specially modified poles. Nordic walking is generally considered preferable to physical activity than normal walking. Actual scientific studies supported by laboratory tests document the positive effects of Nordic walking on the body. Nordic walking is available in almost all people. It is very convenient physical activity, especially for obese people, the elderly or less trained individuals.

The main aim of this work was to study the changes in muscle activity during walking with poles and without poles at different inclination pad. The partial aims were set as compared muscle activity during normal walking and nordic walking, analysis of the influence of inclination pad on muscle activity in the nordic walking and normal walking. In this work, we managed to cover all the aims.

Measurement, which was the subject of this work, attended 10 probands. Measured group consisted of male students FTK UP. The average age of the probands was 22.9 years, mean height was 180.1 cm, mean weight was 75.3 kg,

All probands underwent two Nordic walking lessons, measuring natural speed walking with poles and without poles and finally sensing muscle activity by electromyography. We focused on the *musculus tibialis anterior*, *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis* and *musculus rectus femoris*. It was calculated natural speed walking with poles and without poles before laboratory measurements. Measurement of muscle activity was conducted in the Nordic walking and walking without poles. Both types of walking were performed with zero inclination of pad and the inclination of 7,5°. Measurements took place on the same day with sufficient time rest the 30th minutes. Measurements conducted in the physiological laboratory FTK UP.

The results show a tendency to increase muscle activity in Nordic walking and tendency to increase muscle activity by higher inclination of pad. Using a stick stimulates activity especially *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gluteus medius*, *musculus vastus medialis*, *musculus rectus femoris*. There was no demonstrable effect on the activity of the *musculus tibialis anterior*. Regarding the influence of inclination, was found a positive correlation between muscle activity and inclination of pad. Increased inclination was most significant for the increased activity of *musculus*

gastrocnemius lateralis, *musculus biceps femoris* and *musculus gluteus medius*. There was no effect of inclination on the activity of *musculus tibialis anterior* and *musculus vastus medialis*. To increase muscle activity does not during the entire of step cycle. We observed changes of activities takes place always in a certain part of the step cycle.

10 Referenční seznam

- Anonymous¹ (2013). *The history and birth of Nordic walking*. Retrived 5.3.2013 from the World Wide Web: http://www.suomenlatu.fi/suomen_latu/en/nordic_walking/.
- Anonymous² (2013). *Hole na Nordic Walking*. Retrieved 12.4.2013 from the World Wide Web: <http://www.nordicwalking.nolimit.cz/rubriky/hole-na-nordic-walking>.
- Anonymous³ (2013). *Trekingové hole*. Retrieved 12.4.2013 from the World Wide Web: <http://www.all4twins.cz/all4twins/eshop/86-1-Trekingove-hole>.
- Bačáková, R., Tlašková, P., & Kračmar, B. (2008). Nordic walking jako postrehabilitační pohybový režim. *Studia Kinanthropologica*, 9 (1), 53-58.
- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43, 1750-1762.
- Cram, J. R., & Kasman, G. S. (1998). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Gaithersburg: Aspen Publishers.
- Čermáková, K. (2011). Hodnocení aktivity vybraných svalů pomocí povrchové polyelektromyografie při chůzi bez holí a při severské chůzi u pacientů s gonartrózou. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Dalíková, Z. (2011). Vliv sklonu chodeckého pásu na metabolické a kardiovaskulární zatížení organismu při Nordic Walking. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- Downer, D. (2006). *Nordic walking: step by step*. (bez místa vydání): Nordic Walking Publications.
- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Hajn, V. (2003). *Antropologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- 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 sport*, 18, 436-441.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2010). *Úvod do sportovního tréninku*. (T. Studený, Trans.). Prostějov: Sdružení sport a věda. (Originál vydán 2010).
- Chmelař, M. (1995). *Lékařská přístrojová technika*. Brno: Akademické nakladatelství CERM.
- Chlemař, M., & Rozman, J. (1982). *Lékařská přístrojová technika*. Praha SNTL Nakladatelství.
- Church, T. S., Conrad, C. P., & Morris, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296-300.
- Chýlková, J. (2009). Možnosti využití nordic walking v léčbě a rehabilitaci pacientu s vadami pohybového ústrojí. *Pohybové ústrojí, pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*, 1, 127-129.
- Jelínek, J., & Zicháček, V. (2003). *Biologie pro gymnázia (teoretická a praktická část)*. 6 vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc.
- Jöllenebeck, T., Leyser, D., Classen, C., Mull, M., & Grüneberg, Ch. (2006). Biomechanical loading of the lower extremities during nordic walking. 4th Congress of the European Interdisciplinary Society for Clinical and Sports Application. Retrieved 1.3.2013 from World Wide Web: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/293/250>.
- Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.
- Kerrigan, D. C., Schaufele, M., & Wen, N. M. (1998). Gait analysis. *Rehabilitation Medicine: Principles and practice*. Philadelphia: Lipincou raven publishers.
- Kocour, P., & Wilk, M. (2006). Nordic walking - a new form of exercise in rehabilitation. *Medical rehabilitation*, 10 (2), 1-8.

- Kovařovič, K., Karda, M., & Holeček, J. (2011). *Severské fitness: nordic walking: dynamická chůze s hůlkami*. Praha: Olympia.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Kračmar, B., Bačáková, R., Mikulíková, P., Hrouzková, L., & Hojka, V. (2011). Nordic Walking, vliv na pohybovou soustavu člověka. *Česká kinantropologie*, 15 (1), 101-110.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2007). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(3), 101-106.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. 2 vyd. Champaign: Human Kinetics.
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Maček, M., & Mačková, J. (1995). *Fyziologie tělesných cvičení*. Praha: Sdružení pro rozvoj zdravotní tělesné výchovy.
- Mommert-Jauch, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví: pomáhá při bolestech zad, artróze, osteoporóze, vysokém krevním tlaku, nadváze, cévních problémech a dalších obtížích* (P. J. Vinš, Trans.). Praha: Plot. (Originál vydán 2007).
- Morgulecz-Adamowicz, N., Marszalek, J., Augustin, P. (2011). Nordic walking - a new form of physical activity (a literature review). *Human movement*, 12 (2), 124-132.
- Nottingham, S., & Jurasin, A. (2010). *Nordic walking for total fitness*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J. D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *Vasc Endovasc Surg*, 36(6), 689-694.
- Perič, T., & Dovalil, J. (2010). *Sportovní trénink*. Praha: Grada.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated.

- Přidalová, M., & Riegrová, J. (2002). *Funkční anatomie I*. Olomouc: Hanex.
- Psotta, R., Bunc, V., Mahrová, A., Netscher, J., & Nováková H. (2006). *Fotbal – kondiční trénink*. Praha: Grada Publishing.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 8(4), 173-177.
- Sedliak, M., & Pavelka, B. (2003). Nordic walking – kondičná chôdza. *Telesná výchova a šport*, 13 (2), 12-15.
- Schmidt, M. R., Winski, N., & Helmkamp, A. (2010). *Nordic fitness – Severské sporty pro léto i zimu*. (J. Hlavička, Trans.). Český Těšín: Vašut. (Originál vydán 2005).
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. 6. vydání, zcela rozšířené a přepracované. (E. Trávníčková, Trans.). Praha: Grada Publishing.
- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cyprianová, H. (2008). *100+1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické*. Praha: Grada Publishing.
- Stejskalová, J. (2009). *Jak vybrat hole pro Nordic Walking?* Retrived 23.3.2013 from the World Wide Web: <http://www.faktorplus.cz/rs/nordic-walking/jak-vybrat-hole-pro-nordic-walking.html>.
- Svensson, M. (2009). *Nordic walking*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada publishing.
- Škopek, M. (2012). Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking. Disertační práce, Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Uustal, H., & Baerga, E. (2004). Gait analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. 409-487.
- Vácha, M., Fellnerová, I., Bičík, V., Petrásek, R., & Šimek, V. (2008). *Srovnávací fyziologie živočichů*. Brno: Masarykova univerzita.
- Vančata, V. (2005). *Paleontologie a evoluční antropologie*. Praha: PedF UK.

- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia*, 2, 78-83.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie, přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Vích, A. (2008). *Vliv severských holí na dynamickou strukturu chůze*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Vrtěl, L. (2010). *Vliv rychlosti a sklonu terénu na intenzitu zatížení při severské a běžné chůzi*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 5, 2-8.
- Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: John Wiley and Sons.