

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ SVALOVÉ AKTIVITY PŘI RŮZNÉ RYCHLOSTI SEVERSKÉ
CHŮZE**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Michal Němec
Studijní obor: Tělesná výchova – Geografie
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Michal Němec
Název diplomové práce: Hodnocení svalové aktivity při různé rychlosti severské chůze
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Rok obhajoby diplomové práce: 2017

Abstrakt: Tato diplomová práce se zabývá porovnáním změn svalové aktivity při běžné chůzi a severské chůzi při různých rychlostech. Pomocí systému Delsys Trigno Wireless byla snímána svalová aktivita u 22 zdravých mužů průměrného věku 22,8 let. Teoretická část této práce je členěna na kapitoly zabývající se severskou chůzí, běžnou chůzí a popisem zkoumaných svalů musculus tibialis anterior, musculus gastrocnemius, musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis, musculus rectus femoris. Cílem výzkumné části bylo zhodnotit svalovou aktivitu při severské chůzi přirozenou rychlostí, poté zvýšenou o 10 % a následně o 20 %. V subfázích krokového cyklu u m. biceps femoris, m. gluteus medius a m. vastus medialis dochází ke zvýšení aktivity při použití holí. Snižování aktivity svalů při severské chůzi je viditelná u všech sledovaných svalů kromě m. tibialis anterior na jehož aktivitu hole nemají žádný prokazatelný vliv.

Klíčová slova: Elektromyografie, chůze, rychlost, severská chůze, svalová aktivita.

Souhlasím s půjčováním magisterské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Michal Němec
Title of the master's thesis: Evaluation of muscle activities during various speeds of Nordic walking
Department: Department of Natural Science in Kinanthropology
Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Year of presentation: 2017

Abstract: This diploma thesis deals with the comparison of changes in muscle activity during normal walking and Nordic walking at different speeds. With Delsys Trigno Wireless system was detected muscle activity by 22 healthy men of 22.8 years average age. The theoretical part of this work is divided into chapters dealing with Nordic walking, common walking and description of muscles tibialis anterior, musculus gastrocnemius, musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis, musculus rectus femoris. The aim of the research was to evaluate muscle activity at Nordic walking at natural speed, then increased by 10% and then by 20%. In subactions of the stepping cycle in m. biceps femoris, m. gluteus medius and m. vastus medialis increase activity with the use of sticks. The reduction of Nordic walking muscle activity is visible in all of the observed muscles except m. tibialis anterior, whose activity does not have any demonstrable effect.

Keywords: Electromyography, walking, speed, Nordic walking, muscle activity.

I agree with lending of my bachelor thesis within the library service.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, PhD., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. 6. 2017

Děkuji vedoucímu práce Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D. za vedení a odborný dohled při zpracování magisterské práce, za cenné rady, které mi poskytl a za pomoc při statistickém zpracování dat při výzkumu. Děkuji všem, kteří se na výzkumu podíleli jako probandi a také svojí rodině za podporu při studiu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	8
2. PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Historie nordic walking	10
2.2 Hole pro nordic walking	11
2.3 Další výbava pro nordic walking	13
2.3.1 Obuv.....	13
2.3.2 Oblečení	13
2.3.3 Ostatní doplňky.....	13
2.4 Kategorie nordic walking.....	13
2.5 Nordic walking v praxi	14
2.5.1 Rozcvičení	14
2.5.2 Strečink	15
2.5.3 Chůze s holemi po rovině	16
2.5.4 Chůze s holemi do kopce	16
2.5.5 Chůze s holemi z kopce	16
2.5.6 Chyby při provádění nordic walking	17
2.5.7 Shrnutí.....	17
2.6 Chůze	18
2.6.1 Krokový cyklus při běžné chůzi	18
2.6.2 Krokový cyklus při nordic walking	22
2.7 Aktivita svalů při nordic walking	22
2.8 Tkáň svalová	23
2.8.1 Typy svalové tkáně	24
2.8.2 Inervace svalů	25
2.8.3 Svalová kontrakce.....	27
2.8.4 Druhy svalových kontrakcí.....	29
2.8.5 Typy svalových vláken	30
2.9 Vliv nordic walking na svalový aparát	31
2.9.1 Vliv nordic walking na zádové svalstvo, ramenní pletence a horní končetiny... 31	
2.9.2 Vliv severské chůze na dolní končetiny	32
2.10 Charakteristika vybraných svalů.....	34
2.11 Elektromyografie	40
2.11.1 Historie elektromyografie	41

2.11.2 Elektromyograf	41
2.11.3 Elektrody.....	41
2.11.4 Povrchová elektromyografie.....	42
2.11.5 Jehlová elektromyografie.....	43
3 CÍLE.....	44
4 METODIKA	45
4.1 Charakteristika měřených osob.....	45
4.2 Postup měření	46
4.2.1 Lekce severské chůze.....	46
4.2.2 Měřicí zařízení	46
4.2.3 Určení rychlosti chůze	46
4.2.4 Samotný test.....	46
4.3 Zpracování dat	47
5 VÝSLEDKY	49
5.1 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu vybraných svalů při běžné chůzi	49
5.2 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu vybraných svalů při severské chůzi.....	55
5.3 Vliv severské chůze na svalovou aktivitu vybraných svalů při různé rychlosti	61
6 DISKUSE.....	67
6.1 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu při běžné chůzi	67
6.2 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu při severské chůzi	68
6.3 Porovnání svalové aktivity při severské a běžné chůzi.....	68
7 ZÁVĚRY	70
8 SOUHRN	74
9 SUMMARY	76
10 REFERENČNÍ SEZNAM	78
11 PŘÍLOHY	83

1 ÚVOD

Termín nordic walking, v Čechách překládán jako severská chůze, je moderní sportovní a rekreační aktivita, která je dostupná a vhodná pro lidi všech věkových i výkonnostních kategorií. Jedná se o spojení běžné chůze a klasické techniky běžeckého lyžování. Dolní polovina těla se pohybuje přirozenou chůzí a horní polovina těla se odráží z poutka hole jako při jízdě na běžkách klasickou technikou.

Nordic walking je tedy úzce spjat s běžeckým lyžováním. Severští běžci na lyžích a biatlonisté, přesněji finové, chtěli svou letní přípravu co nejvíce přiblížit té zimní, a proto začali běhat v terénu s lyžařskými holemi. S postupem času a s vývojem hůlek se vyvíjí nový druh sportu provozovaný celoročně. Na konci druhého tisíciletí se z nordic walking ve své rodné zemi, Finsku, stává populárnější sport než jóga.

Blahodárný účinek na zdraví, dostupnost a finanční nenáročnost řadí severskou chůzi k oblíbené a rychle se rozšiřující pohybové aktivitě. Pro provozování tohoto sportu je nutné mít nejenom speciální hole, ale také správnou techniku.

V dnešní uspěchané době nedbáme na správné fungování těla. Zatěžujeme jej psychicky, ať už jde o stres z práce, spánková deprivace či po fyzické stránce a to špatným stravováním. Signály, které vysílá naše tělo, jen tak přehlízíme a automaticky využíváme energii, kterou nám tělo pracně vyrábí. Při nedostatku pohybu se objevují různé nemoci. Chvilka v přírodě ať už chůzí či během nám odbourá špatné myšlenky a emoce. Pohyb napomáhá udržet organismus v tělesné a duševní rovnováze a dobrém zdravotním stavu. Při nedostatku pohybu se ztrácí svalová hmota, která je nahrazována tukem, tím se zvyšuje tělesná hmotnost a to má za následek bolesti kloubů, kostí a jiné zdravotní problémy.

Nepochybnou výhodou severské chůze je přirozenost a prostost pohybu, jenž vychází z nejstaršího způsobu lokomoce, chůze. Avšak díky zapojení většího množství svalů, dochází při nordic walking k výraznějšímu energetickému výdeji. Hole slouží k zapojení horní poloviny těla ale také k odlehčení kloubů dolních končetin při pohybu, což při správné technice může mít za následek, že chodec může jít delší dobu při větším úsilí bez pocitu vyšší zátěže. Díky současnému zapojování svalů horní i dolní části těla lze rovnoměrně rozložit zátěž tak, že člověk zvládne vyšší zátěž. Využití lze nalézt například po operaci pohybového aparátu, u kardiaků či u lidí trpících nadváhou. Hole také zlepšují stabilitu chůze u seniorů.

Při této aktivitě dochází k aktivaci až 90% svalů a můžeme ovlivnit řadu nemocí, které nám znemožňují dělat jinou pohybovou aktivitu. Nordic walking se aplikuje také pro korekci držení a napřimění těla při chůzi. Pozitivní vliv na již zmiňované aspekty má za

následek velký rozmach a popularitu, u které nejsou důležité klimatické podmínky ani prostředí a lze tuto aktivitu provozovat v podstatě celoročně. Naším cílem v této práci je zhodnotit svalovou aktivitu při různé rychlosti severské chůze.

2. PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Historie nordic walking

Nordic walking vznikl ve Finsku, kde běžci na lyžích hledali způsoby jak přiblížit letní přípravu, bez sněhové pokrývky, co možná nejvěrohodněji podmínkám tréninkovým a závodním v zimě. Počátky se datují do 20. století a to do roku 1930 kdy se píše první slova o chůzi o holích (Schwanbeck, 2012). Avšak k největšímu rozmachu severské chůze došlo v osmdesátých letech 20. století zásluhou Tuomo Jantunena. V roce 1988 byl zorganizován symbolický běžkařský závod v celkové délce 5km u příležitosti odhalení sochy legendárního finského sportovce Lauri „Tahko“Pihkaly u Olympijského stadiónu v Helsinkách. Sníh však před konáním akce roztál. Tuomo Jantunen, ředitel organizace Suomen Latu – Outdoorová Asociace Finska, která závod pořádala, se rozhodl přemluvit závodníky, aby klání absolvovali pouze s holemi. Ceremoniál s odhalením sochy a závod na 5 km byly natočeny pro televizní vysílání, které vzbudilo velký zájem a následně přispělo k významnému rozšíření nordic walking nejprve u finské veřejnosti a následně i celosvětově (Svensson, 2009).

Hlavní zlom však nastal roku 1997, kdy ve spolupráci s odborníky ze Suomen Latu zavádí na trh firma EXEL první speciální hole, které mají rukavice připojené k rukojeti. Přicházejí také s oficiálním a mezinárodním pojmem nordic walking jakožto pojmenováním této aktivity. V průběhu dalších let se vzhled a materiál holí stále vyvíjel a inovoval jako důsledek nových poznatků a výzkumů. Hole a technika se nejdříve testovaly na studentech sportovních škol, aby se přišlo na nejlépe vyhovující parametry holí a následně se díky velké členské základně Suomen Latu nordic walking stále více rozšiřovalo mezi běžnou populaci. V roce 2000 vznikla mezinárodní organizace INWA (International Nordic Walking Association), která existuje dodnes pod stejnou zkratkou. Dnes však již ne jako organizace, nýbrž federace. Byla přejmenována na Federaci pro Nordic Walking, ale zkratka zůstala INWA. Jejím úkolem je vyvíjet a rozšiřovat správnou efektivní techniku nordic walking a zajišťovat výcvik instruktorů pro další státy. Mezi prvními členy bylo Finsko, Německo a Švýcarsko. Poté se severská chůze rozšiřuje do Francie, USA, Japonska ale také na Nový Zéland. Nicméně kolébkou zůstává Finsko, kde se tento sport stal i součástí učebních osnov na školách (Škopek, 2010).

První fanoušci severské chůze v České republice se objevují na přelomu 20. a 21. století. Na rok 2003 připadá založení České asociace Nordic Walking (ČNAW) o rok později se stává členem INWA. Česká organizace má podobné cíle s cíli té mezinárodní avšak se zaměřením na ČR. Snaží se rozšiřovat techniku severské chůze mezi širokou

veřejnost a sportovce prostřednictvím center a instruktorů ve všech 14 krajích ČR (Anonymous 1, 2017).

2.2 Hole pro nordic walking

Vhodné vybavení nám zabezpečí komfort při chůzi a radost z pohybu. S rostoucí oblibou této aktivity přicházejí výrobci se stále rozmanitější nabídkou holí, které k tomuto sportu neodmyslitelně patří. Tímto se však výběr stěžuje (Kovařovic, 2011). Primární chybou při výběru často bývá záměna holí turistických (trekových) za hole pro nordic walking. Spousta lidí si myslí, že se jedná o identické hole, pojmenované jinak, ale opak je pravdou. Určitá podobnost se zde nachází, bohužel účel a uplatnění jsou poněkud odlišné (Škopek, 2010).

Materiál používaný na hole pro severskou chůzi by měl zajišťovat pevnost a zároveň pružnost. Pevnost potřebná zejména pro eliminaci rizika pádu při zlomení hole v terénu a pružnost pro ochranu před přetížením ramenního pletence a krční páteře (Vařeka, Hák, & Vařeková, 2002). Měkké pevné poutko s anatomickým tvarem a snadnou nastavitelností by mělo být uchyceno na ergonomické rukojeti (Sovová et al., 2007). Tento systém úchopu si designéři nechali patentovat a spolu s kvalitně zpracovanými hroty zajišťují hole co možná nejpříjemnější chůzi (Škopek, 2010). Jistou alternativou je využití lyžařských holí, které však méně pruží a jsou tak méně odolné vůči nárazům, nebo holí z přírodních materiálů – doporučují se líska, jilm a bambus (Vařeka, Hák, & Vařeková, 2002). Materiálem využívaný na výrobu holí bývá obvykle slitina hliníku nebo směs karbonových neboli uhlíkových vláken. Hole vyrobené ze slitin hliníku jsou nejméně stabilní a poměrně snadno se ohýbají. Navíc jejich nevýhoda tkví v hmotnosti, která se při pohybu paží přenáší na klouby rukou, loktů a ramen. Hole vyrobené ze směsi karbonových vláken mají větší stabilitu, paže nejsou tak zatěžovány vahou holí a proto jsou šetrnější ke kloubům horních končetin. Takovéto hole jsou však cenově nejdražší. Avšak bez kvalitních holí nemůže být naplněno skutečné potěšení, které nám tento sport nabízí (Kovařovic, 2011)

Délka hole dle poznatků má na zmírnění otřesů větší vliv než materiál hole. Udává se, že délka hole 60 % tělesné výšky je šetrnější vůči nárazům a také umožňuje vznik větší propulzní síly pod holemi (Hagen, Hennig, & Stieldorf, 2011). Metoda pro správné určení délky hole je jednoduchá. Délka holí by měla být taková, aby ve vzpřímeném stoji s holemi směřujícími kolmo k zemi, se zapíchnutým hrotem byl úhel mezi předloktím a paží okolo 90° (Sovová et al., 2007).

Madlo – u severské chůze je využito stejného tvaru jako u holí na běžecké lyžování (štíhlé, dlouhé), kdežto u trekingových holí, se podobá spíše madlu na holích u sjezdového lyžování (tvarované na prsty).

Poutko – u holí pro nordic walking zajišťuje stejné postavení madla v rozevřené dlani, zatímco u trekingových nám hůl z otevřené dlaně samovolně vypadne.

Botičky – neboli zkosené gumové krytky, které jsou vždy součástí holí pro nordic walking. Zatímco trekingové hole mají zakulacené špuntíky.

Rozeznáváme ještě hole pevné a teleskopické. Pevné hole jsou výhodné v tom, že nemusíte nic nastavovat a nemůže se stát, aby se během chůze jedna z holí zkrátila zasunutím jedné části do druhé. Nevýhoda se nachází v nenastavitelnosti délky dle potřeby (sníh – delší, sportovnější chůze – kratší). Vzbuzují však mnohem větší jistotu. Teleskopické hole bývají nejčastěji dvoudílné, nicméně výrobci dodávají na trh i třídílné modely holí pro nordic walking. Jejich nesmírnou výhodou, při složení na přibližně 95 cm, je skladnost a tedy i snazší přeprava. Přizpůsobení výšce jedince nám umožňuje zapůjčení všem členům rodiny. U méně kvalitních holí příležitostně dochází k zasouvání dílů, nebo nepříjemným zvukům ve spojích při dopadu hole na zem (Schmidt, Winski, & Helmkamp, 2010).

Rukojet'

Hole pro severskou chůzi mají speciální systém uchycení, který zabraňuje vyklouznutí z rukou a umožňuje jejich správné používání. Je nedílnou součástí pro optimální rozložení sil v okamžiku odrazu (Kovařovic, 2011). Madla se vyrábí z různorodých materiálů. Každému jedinci vyhovuje něco jiného, avšak většině lidí je nejpříjemnější přírodní korek. Dalšími používanými materiály jsou plast, guma, neopren, umělý korek a různá jejich kombinace. Za nejlehčí na údržbu se považuje plast. Syntetický korek v úchopu pocitově připomíná plast. Rukojeti, které nekloužou, jsou většinou vyrobené z gumy či neoprenu. Co se týče přírodního korku, ten má všechny klady z ostatních materiálů.

Samozřejmě vše záleží na kvalitě práce. Nekvalitně nalepený přírodní korek z plusů rázem udělá vadný výrobek. Korek se pak může drobit a odlepit (Mommertová-Jauchová, 2009).

Nezbytnou součástí holí pro nordic walking jsou poutka, která se vyskytují také u trekingových či u holí na sjezdové lyžování. Laicky řečeno obyčejná smyčka, přičemž za ideální poutko se považuje takové, které má extra otvor i na palec (Škopek, 2010).

Koncový hrot hole umožňuje odrazení se od povrchu. Délka životnosti je závislá na kvalitě materiálu a především typu povrchu, na tvrdých površích se životnost zkracuje.

Hroty se chrání za pomoci gumových násad, tzv. botiček. Jsou součástí výbavy a tlumí nárazy hrotu o povrch a prodlužují jejich životnost (Škopek, 2010).

2.3 Další výbava pro nordic walking

2.3.1 Obuv

Nedílnou součástí výbavy pro nordic walking je samozřejmě komfortní obuv, která by měla co nejméně zatěžovat pohybový aparát s podrážkou tlumící nárazy při došlapu. Pata by měla v botě mít dostatek prostoru, být stabilizovaná (Škopek, 2010).

Robustnější člověk volí tvrdší zato elastičtější podrážku. Obuv také přizpůsobujeme terénu, ve kterém se chystáme chodit. Do města na tvrdší cesty vybíráme botu s podrážkou s vysokými tlumivými účinky, oproti horám, kde volíme výraznější vzorek s velkou plochou podrážky.

2.3.2 Oblečení

Oblečení stejně tak obuv se musí přizpůsobit podmínkám, ve kterých je severská chůze provozována. Platí zde tzv. cibulový styl, kdy je lépe si obléknout více tenčích vrstev, které se dají při aktivitě postupně odkládat a po ukončení opět navléknout. Materiál samozřejmě odolný vůči větru a vodě s dostatečnou prodyšností (Schmidt, 2010). Moderní funkční látky nezadržují pach ani vlhkost avšak pot odvádějí. Dýrová a Lepková (2008) shledávají nevýhodu v pořizovací ceně materiálu, ovšem dodávají, že se počáteční náklady vyplatí.

2.3.3 Ostatní doplňky

Ponožky volíme dle druhu bot, u kterých záleží především na výšce. Ponožka by měla přesahovat její okraj o několik centimetrů, aby nás netlačil horní okraj. Hlavní funkcí je dobře odvádět pot, to tedy předpokládá kvalitní materiál, který se nekrčí a ve špičce nohy nesmí tláčit švy a předcházet tak otlakům (Dýrová & Lepková, 2008).

Na trhu lze nalézt rukavice speciálně vyráběné pro nordic walking. Úkolem je zabránit tvoření otlaků. Při delších trasách se hojně využívají ještě ledvinky a camelbagy, do kterých si člověk sbalí potřebnou zásobu vody. Batohy jsou uzpůsobené na aktivitu tak, že při pohybu dobře sedí na zádech a nemají tendenci poskakovat (Anonymous 2, 2017).

2.4 Kategorie nordic walking

Nordic walking lze rozdělit do tří základních typů podle toho jakou formu chůze a způsob provádění techniky zvolíme. Ty pak samy o sobě mají celou řadu obměn

aplikované například při běhu či bruslení (Morgulecz-Adamowicz, Marszałek, & Jagustyn, 2011).

Kategorie severské chůze:

- a) **Health** – neboli zdravotní úroveň. Jedná se o základní techniku severské chůze, při které je odraz iniciován zejména na úrovni dolních končetin, přesněji kyčlí. Nedochází k extenzi v lokti ani k otevření dlaně a natažení prstů v konečné fázi odrazu hole. Účelem je docílit pozitivního efektu na zdravotní stav jedince vyplývající z předpokládané motorické aktivity (Kocur & Wilk, 2006).
- b) **Fitness** – je způsob, při které se již uplatňuje celá technika severské chůze, včetně extenze loketního kloubu, uvolnění stisku a natažení prstů. Lze kombinovat s dalšími aktivitami, jako jsou dechová cvičení a strečink svalstva zapojeného do chůze. Intenzita zatížení je při fitness formě vyšší než u prvně zmíněné a je zacílená na jedince pro redukci hmotnosti nebo zvýšení své vytrvalosti (Kocur & Wilk, 2006).
- c) **Sport** – pro tuto úroveň musí jedinec zvládat základní dovednosti s holemi vyžadující obratné zacházení a překonávání překážek v terénu, jako jsou například chůze do kopce nebo z kopce (Kocur & Wilk, 2006) či chůzi nahradit jinou formou aktivity např. *během*, *joggingem* (nordic walking running), *jízdou na kolečkových bruslích* (nordic walking blading), *chůzí na sněžnicích* (nordic walking snowshoeing) (Morgulec-Adamowicz, Marszałek, & Jagustyn, 2011). V kategorii sport lze provádět trénink kruhovým, či intervalovým způsobem s kombinací různých výskoků, běhu a posilování, napomáhající k rozvoji aerobní kapacity jedince. (Kocur & Wilk, 2006).

2.5 Nordic walking v praxi

2.5.1 Rozcvičení

Před každou náročnější pohybovou aktivitou je zapotřebí se rozcvičit. Cílem je připravit celý organismus na zvýšené pohybové zatížení účelně vybranými činnostmi s důrazem na předcházení poranění pohybového aparátu. Řada lidí předpokládá, že předejde zranění strečinkem, pokud bude protahovat „studené“ svaly a šlachy. Strečink bez rozehrátí je horší než žádný strečink. Rozcvičením uvedeme organismus do stavu připravenosti na zatížení, přičemž vycházíme ze znalostí, že tělo lépe pracuje za zvýšené teploty (Jebavý, Hojka, & Kaplan, 2014). Pokud však člověk ignoruje nebo zanedbá rozcvičení, pravděpodobnost zranění se prudce zvyšuje. Stejně tak věk a klesající zdatnost

jedinice riziko zvyšuje. Proto by lidé s přibývajícím věkem, ale i začátečníci, měli rozcvičce věnovat velkou pozornost. U severské chůze při rozcvičení použijeme pomůcku v podobě holí a zaměříme se na protažení základních svalových skupin. (Kovařovic, 2011). Pro kvalitní rozcvičení platí několik důležitých pravidel a zásad:

- dostatek vhodného oblečení,
- rozcvičku přizpůsobit klimatickým podmínkám,
- začínat rozběháním (zahřátím),
- provádět rozcvičení dynamicky a systematicky od hlavy až k patě (může se i obráceně).

V rozcvičení by se nemělo nic trénovat, jen připravovat aj. (Jebavý, Hojka, & Kaplan, 2014).

Cvičení bude efektivní, pokud proband cviky několikrát zopakuje a použije vždy před jakoukoli pohybovou aktivitou. Důležité ovšem také je dbát na správné dýchání, při něm dochází k optimálnímu zásobení svalů kyslíkem. (Kovařovic, 2011).

2.5.2 Strečink

Strečink je vědomé, pomalé cvičení vedoucí k protažení svalů prováděné po tréninku, jelikož svaly mají velkou tendenci ke zkracování právě po zatížení (Škopek, 2010). Principem strečinku jsou 3 fáze:

1. Poloha – v této fázi uvádíme sval do tahu a mírného napětí.
2. Stah svalu – zatnutí svalu bez pohybu v kloubech. V této etapě setrváme zhruba 10 s.
3. Protažení svalu – je spojené s vědomým uvolněním a relaxací svalového napětí.

Třetí úsek také trvá cca 10 s.

Cvičení by nemělo jít do bolesti, cvičíme velmi jemně a lehce. Na každou svalovou skupinu jsou doporučena nejméně 4 opakování za sebou. Cílem pozátěžového strečinku je hlavně uvolnění svalového napětí. Protažení je pouze doporučené, nutné pouze při potížích (zatuhlý bolestivý sval, bolesti kloubů apod.), opakovaný 3-5x denně (Ramík, 2010).

Škopek (2010) ve své knize píše o mnohonásobně urychlujícím účinku svalové regenerace. Protahujeme celý svalový systém nejen namáhané svalové partie, poněvadž svaly pracují ve svalových řetězcích, které se navzájem ovlivňují a spolupracují.

2.5.3 Chůze s holemi po rovině

Při provádění základní kroku nordic walking je trup v mírném předklonu a hlava v prodloužení páteře s pohledem směřujícím přibližně dvacet metrů dopředu. Ramena jsou uvolněná, držena dole (Vystrčilová & Kračmar, 2007). Náklon trupu vpřed je přímo úměrný rychlosti chůze. Čím rychleji se chodec pohybuje, tím je náklon trupu vpřed větší (Škopek, 2010).

Pohyb horních končetin začíná za tělem, kde dochází i k otevření dlaně. Loket odrazové ruky je propnutý a horní končetina se odtud pohybuje dopředu a nahoru s postupnou flexí v kloubu až do fáze opory o hůl (Škopek, 2010).

Při odrazu z hole energie směřující dozadu a do podložky je přenášena pomocí poutka do otevřené ruky a propnuté paže za tělem. Poutko nám po odrazu hůl vrací zpět do dlaně a dochází k pohybům v lokti a ramenní. Vzdálenost pokládání hrotu hole od paty přední kontralaterální dolní končetiny se různí a je závislá na rychlosti chůze (Stejskal & Vystrčil, 2005). Avšak nikdy se nezapichuje před chodidlo (Škopek, 2010).

2.5.4 Chůze s holemi do kopce

Při technice severské chůze do kopce je dynamika a intenzita pohybu větší než při chůzi po rovině. Rozdíl je patrný už u trupu, který zvětšuje svůj náklon. Kroky při tomto způsobu jsou kratší a dochází k většímu zapojení svalů zadní strany stehen, lýtka i horní poloviny těla. S porovnáním s běžnou chůzí bez holí se při vhodném použití holí zapříčiní prodloužení kroku a snížení aktivace svalů dolních končetin (Škopek, 2010).

2.5.5 Chůze s holemi z kopce

Oproti předchozí technice vyžaduje pohyb z kopce menší dynamiku i intenzitu pohybu. Kroky jsou kratší a těžiště těla, díky mírně flektovaným kolenům se snižuje (Škopek, 2010). Chodidla po celou dobu pohybu kontaktují podložku, snaží se zpomalovat dopředný pohyb těla a neprovádějí fázi rolování od paty ke špičce jak je to u ostatních technik. Tělo udržujeme v přímé poloze (Škopek, 2010).

Škopek (2010) dále ve své publikaci uvádí, že při chůzi z kopce dochází k většímu přenášení hmotnosti na hole. Díky tomuto faktu dochází k odlehčení kolenních kloubů. Člověk by si však měl dávat pozor na úraz, který může být zapříčiněn tendencí pokládat hole před tělo. Tato tendence při pohybu z kopce je velká a může zapříčinit i snížení efektivity pohybu.

2.5.6 Chyby při provádění nordic walking

Blahodárný účinek nordic walking na zdraví je podmíněn správností provádění. Při chybné technice je tato aktivita nevhodná ba dokonce v některých případech škodlivá, ve smyslu vzniku svalových dysbalancí či špatných patologických pohybových vzorců. Mezi nejčastější chyby při severské chůzi se udávají (Škopek, 2010):

- 1) mimochodní chůze – současné zvedání horní i dolní končetiny
- 2) příliš napřímené držení trupu
- 3) shrbené držení trupu s vysunutou hlavou vpřed
- 4) špatné upevnění řemíků na zápěstí
- 5) křečovité držení rukojeti
- 6) nevypouštění rukojeti při přenosu hole vpřed
- 7) odraz z hole ještě před tělem
- 8) směřování hrotu hole vpřed
- 9) zapichování hole před patou přední nohy
- 10) opomíjení zadního odrazu „z poutka“ hole
- 11) strnulé držení paží příliš u těla
- 12) použití příliš dlouhých holí, chůze po tvrdém povrchu s ostrými hroty
- 13) příliš dlouhé kroky s napnutými horními končetinami – stylem „robot“
- 14) chůze s holemi bez jejich aktivního použití
- 15) poklesnutí v bocích při došlapu (nedostatečná aktivita abduktorů stojné nohy)

2.5.7 Shrnutí

Mommertová-Jauchová (2009) shrnuje chůzi do několika bodů:

1. Noha při došlapu by se měla pokládat mírně naplocho na patu a přes vnější hranu chodidla bychom se měli dostat, až k bříšku na palci odkud se opět odrazíme.
2. Koleno je při odrazu v extenzi a při dopadu chodidla na podložku ve flexi.
3. Klade důraz na boky, které se pohybují dopředu spolu s vykračující nohou, avšak neklesají směrem dolů.
4. Při správné rotaci, tedy osa ramen rotuje v opozici proti ose pánve, páteř se stabilizuje.
5. Při postoji nejsme shrbení, hrudní koš je vypnutý, hrudní kost směřuje rovně, oči sledují horizont. Hlava vzpřímená.
6. Pohyby rukou napjaté kmitající daleko dozadu.

7. Ruce uchopují madlo volně. Sevřená je při kladení hole na zem. Poté dochází k následnému otevření spolu s holí směřující dozadu. Při tomto pohybu hůl drží pouze na poutku, ruka sklouzává z úchopu.

8. Hole podporují odraz a dopadají na zem za tělo.

Začátečníci si však musí najít svůj přirozený rytmus, který je pro tento sport nejdůležitější. Nepřemýšlet nad tím, že má v ruce hole a v klidu se rozejít. Ruce si svůj správný rytmus většinou najdou samy. Proto při procházce s holemi se má přirozeně rozejít a nechat ruce pracovat samovolně, avšak po pár metrech zkontrolovat svůj pohyb tím, že se podívá na pravou ruku a levou nohu jestli pracují synchronně (Svensson, 2009).

2.6 Chůze

Základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince nám reprezentuje chůze. Jedná se o zkřížený model pohybu končetin horních oproti končetinám dolním (Dvořák, 2007).

Kirtley (2006) definuje chůzi jako způsob lokomoce, která je charakteristická střídáním období zatěžování a nezatěžování dolních končetin.

Rose a Gamble (2006) chůzi vnímají jako rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, přičemž vždy jedna noha zůstává v kontaktu s podložkou.

Bronstein (1996) uvádí dva základní požadavky, které jsou nezbytně nutné pro správné udržení se v chůzi. Těmito požadavky jsou **rovnováha**, což je schopnost zaujmout vertikální posturu a udržovat balanci, a **pohyb**, tedy schopnost zahájit a udržet rytmický krokový mechanismus.

2.6.1 Krokový cyklus při běžné chůzi

Krokový cyklus neboli dvojkrok je zahájen kontaktem jednoho chodidla na podložku a končí opětovným kontaktem toho samého chodidla. Tento pravidelně se opakující sled událostí považujeme za základní jednotku chůze (Gross, 2005).

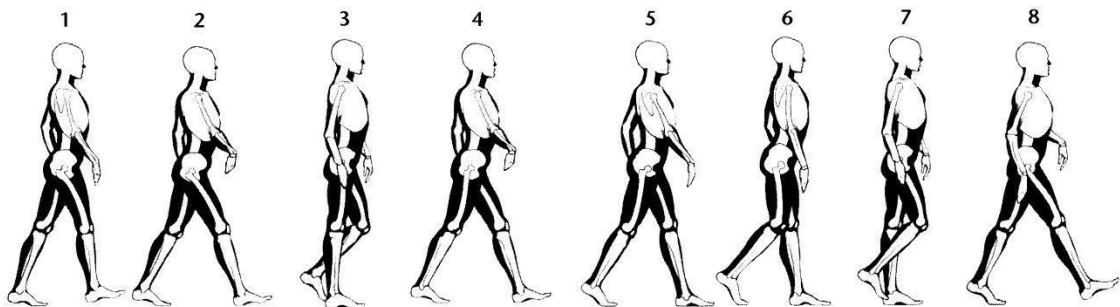
Různí autoři (Enoka, 1994; Gage, 1991; Gross, 2005; Kirtley, 2006; Vaughan, 1992; Whittle, 2007) popisují fáze krokového cyklu různě, avšak základní rozdělení zahrnuje dvě hlavní fáze – **stojnou a švihovou**.

Stojná, oporová fáze (stance phase) tvoří přibližně 60 % krokového cyklu a jde o její statickou část. Počáteční kontakt paty s podložkou označujeme jako začátek fáze, za ukončení fáze považujeme odlepení palce stejné (ipsilaterální) dolní končetiny.

Za dynamickou část dvojkroku označujeme **fázi švihovou** (swing phase), tvořící 40 % cyklu. V tomto úseku se chodidlo nachází v bezoporové fázi. Za iniciální část pokládáme odlepení palce kontralaterální končetiny a úder paty stejné (ipsilaterální) dolní končetiny nám tuto fázi ukončuje.

Terminologie krokového cyklu dle Vaughana (Obrázek 1) (Kolář et al., 2009)

1. úder paty – „heel strike“, HS;
2. plný kontakt chodidla – „footflat“, FF;
3. střed stojné fáze – „midstance“, MS;
4. odval paty – „heeloff“, HO;
5. odraz palce – „toeoff“, TO;
6. zrychlení – „acceleration“;
7. střed švihové fáze – „midswing“, MSW;
8. zpomalení – „deceleration“.



Obrázek 1 Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny (Kolář et al., 2009)

1 – počáteční kontakt pravé dolní končetiny, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze, 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihu.

Rozdělení krokového cyklu dle Rose a Gamble (2006) a Perry (1992)

Stojná fáze zahrnuje:

1. počáteční kontakt (initialcontact; 0 %);
2. postupné zatěžování (loading response; 0–10 %);
3. mezistoj (midstance; 10–30 %);
4. konečný stoj (terminal stance; 30–50 %);
5. předšvih (preswing; 50–60 %),

Švihová fáze zahrnuje:

1. počáteční švih (initial swing; 60–73 %);
2. mezišvih (midswing; 73–87 %);
3. konečný švih (terminal swing; 87–100 %).

Stojná fáze

Whittle (1997) popisuje **počáteční kontakt** (initialcontact) jako krátkodobý děj, na začátku oporové fáze. Mezi patou a podložkou dochází, z hlediska fyziologie, k výraznému působení reakční síly. Kontakt paty započiná plantární flexí a everzí v subtalárním kloubu za pomoci excentrické činnosti m. tibialis anterior, m. extenzor digitorumlongus, m. extenzor hallucislongus a zadní skupiny tibiálních svalů. Kolenní kloub se z téměř plné extenze začne flektovat a kyčelní kloub je ve flexi okolo 35° (Rose & Gamble, 2006).

Fáze mezi počátečním kontaktem a odrazem protějšího palce, během které se zatížení plně přeneso na stojnou dolní končetinu nazýváme dobou **postupného zatěžování** (loading response). V krokovém cyklu zaujímá zhruba 10 % (Perry, 1992). Cílem je adaptovat končetinu na vzrůstající zatížení, stabilizovat pánev a zpomalit pohyb těla. Kolenní kloub v této fázi zvětšuje svou flexi, která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris do 15°. Tlumí nárazy a chrání proximální klouby (Rose & Gamble, 2006). Dungal (2005) zaznamenává v tomto období aktivní zapojení extenzorů a abduktorů kyčelního kloubu, které zvyšují stabilitu stojné dolní končetiny a pánve.

Po opuštění podložky protější nohou a přenesení hmotnosti nad střed přední části chodidla nastává první polovina jednooporové fáze nazývané **mezistoj** (midstance). Zaujímá od 10 % do 30 % krokového cyklu (Perry, 1992). Dle Trewa (1997) má osoba v mezistoji nejhorší stabilitu. Cílem z hlediska biomechaniky je mít fixovaný kolenní kloub a udržet těžiště nad opěrnou bází. Posun dolní končetiny přes zafixované chodidlo nám umožní tzv. „zhoupnutí kotníku“. Za pomoci aktivity svalů a dorzální flexe v kotníku dochází k dokončení souvislého pohybu. Za hlavní brzdící sílu je považována svalová síla způsobená aktivitou m. soleus, který spolu s m. gastrocnemius a svaly v oblasti hlezna m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. peroneus longus, m. peroneus brevis upravují stupeň dorziflexe (Rose & Gamble, 2006; Dungal, 2005).

Druhou polovinu jednooporové fáze v krokovém cyklu, zaujímající od 30 % do 50 % fáze, nazýváme **konečný stoj** (terminal stance) (Perry, 1992). Giannini (1994) popisuje začátek konečného stoje zdvihem paty dolní končetiny, při které dosahuje dorzální flexe

v hlezenním kloubu svého maxima. Konec přichází v okamžiku dotyku kontralaterální paty s podložkou.

S nárůstem flexe v koleni se zvětšuje plantární flexe v hlezenním kloubu, tibiie rotuje zevně a zánoží se dostává do větší supinace (Whittle, 2007). Hmotnost těla se dostává před stojnou končetinu (Rose & Gamble, 2006).

Závěrečným úsekem stojné fáze, zaujímající od 50 % do 60 % krokového cyklu, dle Perry (1992) nacházíme ve fázi preswing neboli **předšvih**. Začátek fáze nastává při počátečním kontaktu kontralaterální dolní končetiny a konec při odlepení palce ipsilaterální dolní končetiny (Giannini, 1994). Whittle (2007) v této fázi uvádí, že hmotnost těla je přenášena na kontralaterální končetinu a k odrazu palce a posunu končetiny dopředu nám napomáhá začínající flexe v koleni. Stojná fáze končí aktivací svalů, které připravují končetinu na švihovou fázi (Gage, 1991).

Švihová fáze

Perry (1992) pojmenovává první třetinu švihového období jako **počáteční švih** (initial swing), při kterém noha opouští podložku a trvá do maximální flexe v kolenním kloubu. V krokovém cyklu zaujímá od 60 % do 73 %. Při počátečním švihy taktéž dochází k flexi kyčle, posunu končetiny vpřed i k částečné dorzální flexi hlezenního kloubu. Kontralaterální dolní končetina se nachází ve fázi mezistoje.

Mezišvih (midswing) vyplňuje druhou třetinu švihové fáze od 73 % do 87 % krokového cyklu. Švihová dolní končetina předchází stojnou, za pomoci flexe kyčelního kloubu a neutrální pozice kotníku. Požadovaná flexe v kyčli je 25°, do které se dostává za pomoci kontrakce m. iliopsoas. Dolní končetina pracuje jako dvojité kyvadlo proto zde není zapotřebí svalové aktivity k flexi kolenního kloubu (Whittle, 1997). Pro další pohyb je nezbytné dosažení 60 – 70° flexe kolene a dorzální flexe v kolenním kloubu (Perry, 1992).

Konečný švih (terminal swing) zaujímající v krokovém cyklu od 85 % do 100 % je závěrečným obdobím švihové fáze (Perry, 1992). Za začátek fáze lze považovat postavení bérce ve vertikálním postavení a dopad ipsilaterální paty tuto fázi ukončuje. Whittle (1997) uvádí, že koleno je v extenzi, kyčelní kloub ve flexi 25° a v neutrální poloze se nachází hlezenní kloub. Aktivované hamstringy zakončují flexi v kyčli a v rámci přípravy na počáteční kontakt uvádí do činnosti m. gluteus maximus a m. adductor magnus (Rose & Gamble, 2006).

2.6.2 Krokový cyklus při nordic walking

Sedliak a Pavelka (2003) v krokovém cyklu severské chůze píší o střídání dvou-oporové a tří-oporové fáze, což má za následek mnohem stabilnější chůzi než při běžné chůzi bez holí. Dolní končetiny prochází všemi fázemi, které známe u krokového cyklu bez holí viz kapitola 2.6.1.

Krok započiná odrazem z přední části nohy a prstů s extenzí v kolenním kloubu. Horní končetina je před tělem mírně flektovaná v lokti. Hrot hole se zapichuje na nebo těsně za osu paty kontralaterální dolní končetiny. Hrot by však neměl předstihnout vertikální osu vymezenou zápěstím. Kontralaterální horní končetina ukončuje ve stejné chvíli odpich z poutka v mírném zapažení a extenzi loketního kloubu. Například odraz z prstů levé nohy a odpich z poutka pravé hole se dějí přibližně ve stejnou chvíli. Následně chodidlo pravé dolní končetiny směřuje vpřed až do fáze „úder paty“ (Kolář et al., 2009, Sedliak & Pavelka, 2003).

Hmotnost těla v navazující fázi dvojí opory je nerovnoměrně rozložena mezi pravou dolní končetinou a levou horní končetinu prostřednictvím hole. Pravá horní končetina se pohybuje volně vpřed, nahoru a dlaň v poutku udává pozici hole.

Aktivní extenze v levém loketním kloubu zahajuje odpich, přičemž zápěstí se dostává do pozice v prodloužení předloktí. Horní končetiny se setkají mírně před tělem, levá dolní končetina se flektuje a udržuje pohyb vpřed (Sedliak & Pavelka, 2003).



Obrázek 2 Krokový cyklus s holemi při chůzi po tvrdém povrchu (Schiffer, Knicker, Dannohl, & Struder, 2009)

Vysvětlivky: *initial pole contact* – první kontakt hole s položkou, *foot ground contact* – kontakt chodidla s podložkou, *midstance* – střední stojná fáze, *begin double support* – počátek fáze dvojí opory, *pole off* – odraz z hole.

2.7 Aktivita svalů při nordic walking

Škopek (2010) vidí jeden z hlavních přínosů severské chůze v zapojení velkého množství svalů, včetně svalů z hluboko stabilizačního systému. Téměř 90 % svalů celého těla je v chůzi zapojeno.

Za pomoci holí přecházíme z lokomoce bipedální do lokomoce kvadrupedální avšak ve vzpřímené pozici. Při správné technice jsou tedy aktivovány nejen svaly dolních končetin, ale také svaly horních končetin a trupu. Dochází zde k zřetelně vyšší aktivitě m. latissimus dorsi na úkor aktivity m. gluteus maximus i m. gluteus medius kontralaterálně a to v průběhu celého krokového cyklu. Na rozdíl od aktivity m. gastrocnemius, která není nikterak ovlivněna. Zapojením m. latissimus dorsi v lokomoci dochází k prodloužení délky kroku u lidí s oslabenými extenzory kyčelního kloubu. Tato skutečnost nám dává možnost použití jako součást rekonvalescence či u aktivity pro seniory (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2007).

M. latissimus dorsi, díky svým úponům na páteř, napomáhá k její stabilizaci, čímž odlehčuje m. obliquus externus abdominis, u kterého je aktivita při chůzi s holemi menší než u chůze bez nich. V průběhu krokového cyklu byla zjištěna vyšší aktivita m. triceps brachii především caput longum při odrazu z hole, který se pravidelně zapojuje do kontrakce s m. biceps brachii caput longum (Bačáková, Tlašková, & Kračmar 2008, Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2007)

Vích (2008) stejně jako Škopek (2010), tvrdí, že při nordic walking jsou zapojovány stejné svalové skupiny jako u běžné chůze, avšak k tomu se ještě zejména aktivují svaly horní poloviny těla, jako jsou spinohumerální a thorakohumerální svaly, svaly pletence ramenního především m. latissimus dorsi, hluboké svaly zad, m. pectoralis major, m. pectoralis minor, m. biceps brachii, m. triceps brachii.

2.8 Tkáň svalová

Tkáň svalová zabezpečující pohyb se vyvíjí z mezodermu, zárodečné svalové buňky vznikají z myoblastů. Dle funkce dělíme svalovou tkáň na tyto vlastnosti:

- **excitabilita** (dráždivost) – schopnost přijmout podnět a reagovat na něj,
- **kontraktilita** (stažlivost) – svalová tkáň schopná zkrácením vytvářet sílu a pohyb
- **extenzibilita** (protažitelnost) – schopnost tkáně být protažena,
- **elasticita** (pružnost) – schopnost vrátit se do původního stavu).

Svalové vlákno je základní stavební jednotkou svalové tkáně. Obal tkáně se nazývá sarkolemma, cytoplazma svalových elementů se jmenuje sarkoplazma a endoplazmatické retikulum označujeme jako sarkoplazmatické retikulum. Funkční složkou vláken jsou jemné myofibrily stažitelných bílkovin aktinu a myozinu (Přidalová & Riegerová, 2008).

2.8.1 Typy svalové tkáně

1) Hladká svalovina

Skládá se z protáhlých jednojaderných buněk dlouhých 20 až 500 μm . Tento typ nelze ovládat vlastní vůlí. Hladká svalovina je inervována vegetativními nervy. Kontrakce nastává pomaleji, zato má delší trvání. Souvislé vrstvy nacházíme především ve stěnách střev, průdušnice, průdušek, močovýchodů, močového měchýře, vejcovodů, dělohy. Roztroušeně nacházíme hladkou svalovinu i v kůži, kde je připojena ke kořenům chlupů (Hajn, 2003, Přidalová & Riegerová, 2008).

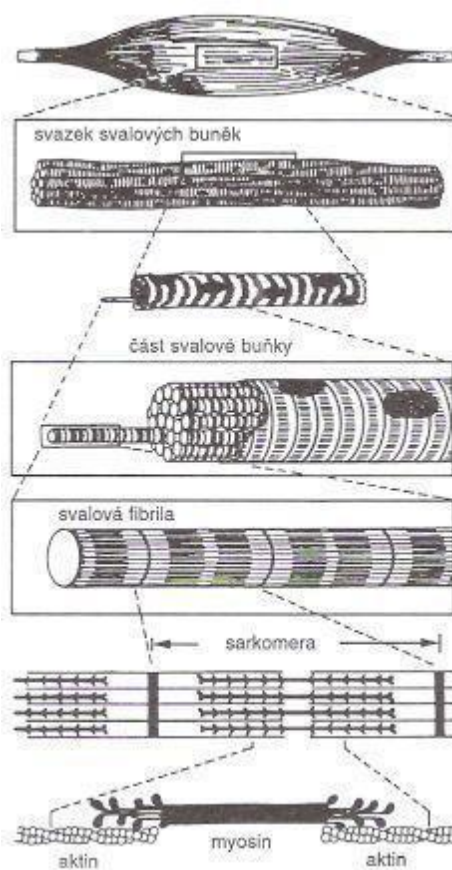
2) Srdeční svalovina (myokard)

Tvořena krátkými svalovými vlákny s centrálně uloženými buněčnými jádry. Vzniká z mezenchymu, histologicky a funkčně jde o směs hladkého a příčně pruhovaného svalstva. Není schopna regenerace. Kontrakce jsou rytmické a nezávislé na vůli člověka. Akční potenciál má dlouhou dobu trvání (Přidalová & Riegerová, 2008).

3) Příčně pruhovaná svalovina

Činnost je řízena mozgovými a míšními nervy, lze je tedy ovládat vůlí. Svalovina se skládá z mnohoaderných vláken. Příčně pruhovaná svalovina je základní složkou kosterního svalstva. Mimo to se ještě vyskytují i ve stěně hltanu, části jícnu a v jazyku. Kosterní sval je ze 75 % tvořen vodou, 20 % bílkovinami a pouhých 5 % připadá na sacharidy, tuky a anorganické soli (Hajn, 2003).

Na obrázku je zobrazena stavba příčně pruhovaného svalu. Lze z něj vypožorovat, že jednotlivé svaly jsou tvořeny svalovými vlákny, která jsou seskládána do svazků. Sarkolema je na povrchu každého svalového vlákna, pod níž je uložena hlavní část svalového vlákna sarkoplazma, zde se nacházejí myofibrily. Kolem myofibril jsou četné systémy podélně i příčně orientovaných tubic sarkoplazmatického retikula. V soustavě těchto tubic je vysoká koncentrace vápenatých a hořečnatých iontů, které jsou nezbytné pro realizaci svalové kontrakce. Příčné pruhování dáno střídáním světlých a tmavých úseků vznikajících pravidelným uspořádáním silných myozinových a tenkých aktinových filament. Základem svalové kontrakce jsou pohyby aktinu a myosinu (Vácha, Fellnerová, Bičík, Petrásek, & Šimek, 2008).



Obrázek 3 Stavba kosterního svalu (Jelínek & Zicháček, 2003)

Svaly dle funkce a působení dělíme na **agonisty**, svaly působící jako podněcovači a vykonavatelé pohybu pro určitý směr, **antagonisty**, kteří vytvářejí protichůdný pohyb proti předchozímu pohybu, a **synergisty**, kteří se spolupodílí na pohybu ve stejném směru. Rozlišujeme ještě svaly hlavní a pomocné a to podle vlivu na svalovou práci. Hlavní svaly jsou funkčně nejvýznamnější a pomocné jim napomáhají v jejich funkci (Přidalová & Riegerová, 2008).

2.8.2 Inervace svalů

Do každého svalu proniká nerv, jenž je složen z jednotlivých nervových vláken, která jsou trojího typu: motorická, senzitivní a vegetativní. Motorická vlákna, vycházející z motorických nervových buněk neboli motoneuronů, nazýváme axony. Vedou vzruchy do spojení mezi svalovými a nervovými vlákny zvané motorická ploténka. Je to speciální zakončení a má charakter synapse s přenašečem acetylcholinem. Ten má za úkol vyvolat změnu propustnosti svalové membrány pro Na^+ a K^+ ionty a způsobí tak svalový vzruch, který se šíří rychlostí $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Přidalová & Riegerová, 2008).

V nervosvalové ploténce, což je útvar na svalovém vlákně, končí podněty motoneuronu. Nervosvalová ploténka má charakter jednoduché synapse a díky přenašeči acetylcholinu se na ni indikuje místní ploténkový potenciál. Na sarkolemni i na postsynpatické membráně se nacházejí a převažují chemicky řízené kanálky zachycující místní potenciály. Akční potenciál se aktivně šíří celým svalovým vláknem za předpokladu, že podnět, který jej vyvolal, je nadprahový. Navázáním mediátoru na příslušné receptory, uložených v záhybech svalové membrány, se otevírají Na⁺ kanálky a vzniká depolarizace. Pro vznik akčního potenciálu je zapotřebí velkého množství acetylcholinu, který je v synaptické štěrbině štěpen enzymem cholinesterázou, čímž vzniká již zmíněná depolarizace a díky tomu je umožněn přenos všech podnětů jdoucích po sobě. Nervosvalové spojení je velmi citlivé a například jedy či jinými látkami může být ovlivněno (Vácha et al., 2008).

Kolem 200 tisíc iontových kanálků musí být otevřeno, aby vznikl akční potenciál. Ploténkový proud je provázaný s počtem otevřených kanálků, s vodivostí jednotlivých kanálků a s koncentrací acetylcholinu v synaptické štěrbině (Silbernagl & Despopoulos 2004).

Senzitivní nervová vlákna vedou informace, např. o napětí svalového vlákna či stupni kontrakce, dostředivě, tedy ze svalových a šlachových vřetének do centrálního nervového systému (CNS). Pro inervaci cév a tím i ovlivnění průtoku krve ve svalech jsou předurčena autonomní nervová vlákna (Přidalová & Riegerová, 2008).

Přidalová a Riegerová (2008) nazývá skupinu svalových vláken inervující jedinou nervovou buňkou jako motorickou jednotku svalu. Tu dělí na malou a velkou motorickou jednotku. Malá obsahuje zhruba 8 – 15 svalových vláken a jde o svaly s jemnými, přesnými pohyby. U velké motorické jednotky se jedná o svaly vykonávající jednoduché, hrubé pohyby. Jejich počet se udává kolem 150 svalových vláken. Motorické jednotky svalu jsou inervovány velkými alfa-motoneurony.

Hajn (2003) dále rozděluje motorické jednotky na rychlé a pomalé. Pomalý typ je citlivý na nedostatek kyslíku, obsahuje více myoglobinu, což je globulární protein tvořený jediným řetězcem aminokyselin, který obsahuje složku hem. Reverzibilně váže a přenáší kyslík ve svalových buňkách. Má vyšší oxidativní metabolismus, je méně unavitelný nežli typ rychlý. Lze je nalézt v posturálním svalstvu, tedy ve svalech udržujících naše tělo ve vzpřímené poloze, specializujících se na výdrž avšak inklinujících ke zkracování. Mezi tyto svaly patří např. šíjové svaly, horní část trapézu a svaly prsní. Rychlý typ motorické jednotky se vyskytuje ve svalech sloužících k pohybu, obsahuje méně myoglobinu, čímž

jsou méně senzitivní vůči nedostatku kyslíku. Tento typ je přítomný převážně v rychlých bílých svalových vláknech a má nižší oxidativní metabolismus.

2.8.3 Svalová kontrakce

Čihák (2011) pokládá svalový stah neboli kontrakci, která je za normálních okolností vyvolána nervovým podnětem, za základ svalové funkce. Rychlost stahu se různí podle druhu svalových vláken, u rychlých vláken kontrakce proběhne do 25 milisekund a u pomalých do 75 milisekund.

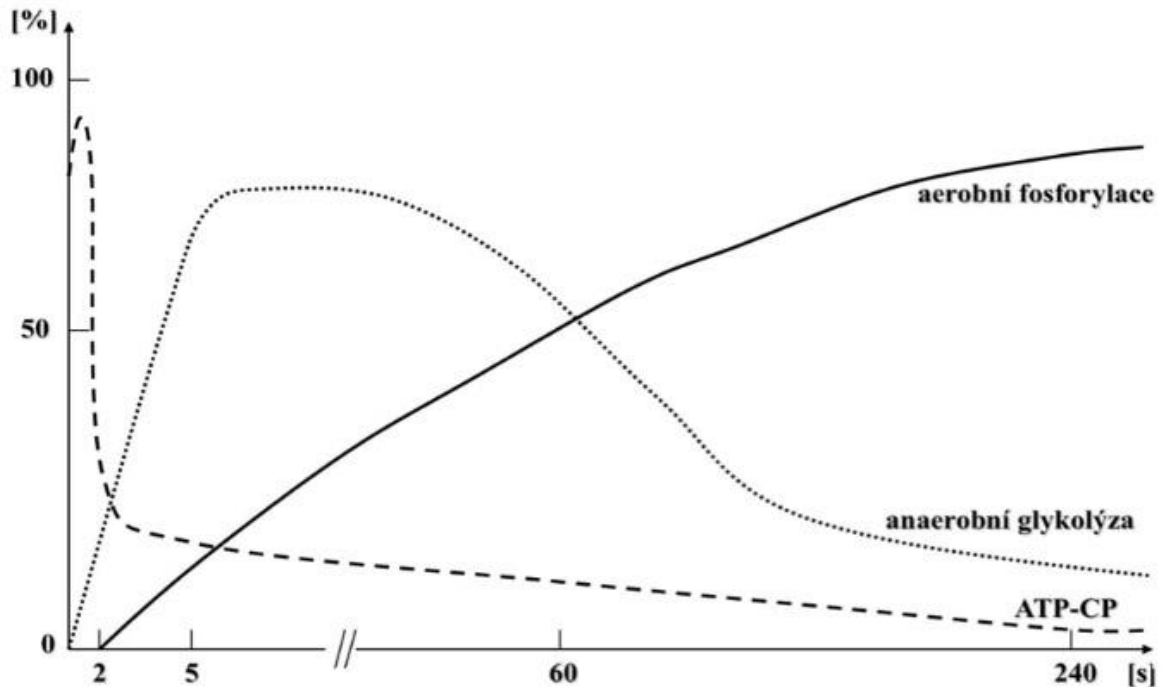
Centrální nervová soustava iniciuje impulsem svalový mechanismus, který se dává do pohybu. Přenašeče startují vlnu elektrické aktivity, ta se šíří celým vláknem, čímž se membrána stává propustnou pro ionty Ca^{2+} . Zde sehraávají důležitou roli kontraktilní proteiny aktin a myozin, kdy při zkracování svalového vlákna dochází k jejich posunu. Tenčí aktinová filamenta se zasouvají mezi tlustší myozinová. Za pomoci vláken síť jemných tubulů se ionty Ca^{2+} šíří a prostupují do myofibril. Zde se váží na troponin, tím je zrušen inhibiční účinek komplexu zvaný troponin-tropomyozinový komplex. Vlákná kontraktilních bílkovin nabývají schopnosti tvořit mezi sebou příčné můstky, což není nic jiného než silná vazba mezi aktinem a myozinem. Vznik této vazby spouští vlastní svalový stah, při kterém dojde k uvolnění adenosindifosfátu (ADP), který byl na hlavě myosinu navázán a jeho místo zaujme adenosintrifosfát (ATP). Vazba ATP je signálem pro zánik můstku a navrácení myosinu do původního uspořádání. V této klidové poloze, tedy bez existence můstku štěpí myozin ATP na ADP a fosfát. Vznikem ADP se opět vytváří můstek a celý cyklus se opakuje. Reakce se odehrává v tisícinách sekundy (Přidalová, & Riegerová, 2008).

Vácha et al. (2008) ve své publikaci píše, že svaly proměňují chemickou energii na mechanickou energii, jejímž výsledkem je tělesný pohyb. Bezprostředním zdrojem dodávající chemickou energii je makroergní fosfát ATP. V lidském organismu se resyntetizuje ATP třemi způsoby:

- systém ATP-CP (štěpením kreatinfosfátu),
- anaerobní glykolýzou (štěpení pouze sacharidů),
- oxidativní fosforylace (štěpení sacharidů, lipidů a proteinů).

Ve svalu je zásoba energie zhruba na 10 kontrakcí, štěpením CP získáme energii pro dalších asi 50 kontrakcí, avšak tato zásoba energie se postupem času vyčerpá. Je to tedy krátkodobá, avšak rychle využitelná rezerva.

Lehnert et al. (2014) dokládají časovou souslednost příspěvku tří základních energetických cest na produkci ATP. Na Obrázku 4 lze vidět podíl energetických systémů při jednorázové vysoce intenzivní práci a jejich časové zapojování.



Obrázek 4 Časová souslednost zapojování tří energetických systémů (Lehnert et al., 2014)

Systém ATP-CP

Za fyziologických podmínek je ATP jako zdroj energie nevyčerpatelný, jelikož při jeho úbytku dochází k jeho obnově za pomoci další makroergní sloučeniny zvané kreatinfosfát. Pro svalovou činnost energii z kreatinfosfátu nelze využít přímo. Při maximální práci vydrží resyntéza ATP za pomoci kreatinfosfátu 2 s. Kromě přeměny energie chemické na mechanickou lze říci, že při svalové kontrakci dochází ke vzniku tepla, při jehož nadbytku jej tělo odbourává různými mechanismy například pocením.

Anaerobní glykolýza

Vznik ATP cestou anaerobní glykolýzy probíhá v cytoplazmě buňky a štěpí se pouze sacharidy. Uplatňuje se při vysoké intenzitě zátěže v trvání zhruba do 60 s. V této době ještě není dostatečně zajištěn transport kyslíku do pracujících svalů. Anaerobní tvorba je pomalejší oproti předchozímu způsobu získání energie, jelikož je víceúrovňová. Specifický

enzym urychluje štěpení. Anaerobní glykolýzou se vytvoří 2 ATP z 1 molekuly glukózy a 3 ATP z 1 molekuly glykogenu.

Oxidativní fosforylace

Aerobní resyntéza ATP je nejpomalejší způsob, avšak nejefektivnější. Uplatňuje se jak v klidu, tak při dlouhotrvajících vytrvalostních výkonech. Začíná převažovat nad anaerobní resyntézou zhruba v 60 až v 70 s maximální práce. Oxidativní fosforylace se odehrává v mitochondriích za přístupu kyslíku. Tímto způsobem lze metabolizovat sacharidy, tedy glykogen a glukózu, lipidy jako volné mastné kyseliny a výjimečně i aminokyseliny. Nezbytné pro aerobní způsob je však dostatečné množství kyslíku.

2.8.4 Druhy svalových kontrakcí

Čihák (2011) sledává odlišnosti u síly stahu u různých svalů. Tvrdí, že sval na 1 cm² průřezu svých snopců dokáže zdvihnout hmotnost 5 – 12 kg. Jelikož výsledek kontrakce se podle okolností různí, rozděluje ji, stejně jako Hohmann, Lames, & Letzelter, (2007), na dva typy:

1. **Kontrakce dynamická** – dochází ke změně délky svalu, přičemž vnitřní napětí zůstává stejné. Rozlišujeme *koncentrickou*, při které se sval zkracuje a *excentrickou (brzdící)*, při níž se sval prodlužuje. Příkladem koncentrické může být odraz, vrh nebo hod. Excentrická se využívá například při dopadu po výskoku nebo při chytání míče, tedy při zbrzdění či zpomalení pohybu. Lehnert, Novosad, Neuls, Langer a Botek (2010) ve své publikaci uvádějí u tohoto tématu další dva pojmy:
 - a) *Plyometrická kontrakce* – je typická pro dynamické provedení pohybu, kdy excentrický stah je velmi rychle následován koncentrickým (cca do 250 ms).
 - b) *Izokinetická kontrakce* – pohyb je prováděn předem zvolenou, konstantní rychlostí. Přístroj napomáhající k pohybu se nazývá izokinetický dynamometr.
2. **Kontrakce izometrická** – sval vykonává statickou činnost, nemění svou délku. Jeho akce se projevuje na změně napětí svalového bříška. Charakteristické u různých výdrží. Sval rychle podléhá únavě, poněvadž stah ztěžuje průtok krve (Čihák, 2011, Perič & Dovalil, 2010).

2.8.5 Typy svalových vláken

Svalová vlákna kosterního svalu nejsou stejná. Rozdělujeme je na základě morfologických a funkčních vlastností na dva, respektive tři základní typy:

- 1) Pomalá červená vlákna (Typ I., SO – slow oxydative)
- 2) Rychlá bílá vlákna (Typ II. B, FG - fast glycolytic)
- 3) Rychlá červená vlákna (Typ II. A, FOG - fast glycolyticoxydative) (Přidalová & Riegerová, 2008, Psotta et al., 2006)

Hlavní rozdíl mezi vlákny vidí Lehnert et al. (2014) v rychlosti cyklu kontrakce-relaxace. Pomalá vlákna na dosažení maximálního zkrácení vyžadují dvojnásobek času oproti rychlým, jelikož jsou inervována motoneurony s pomalým vedením vzruchu.

Pomalá červená vlákna (Typ I., SO – slow oxydative) pracující oxidativně, mají vyšší podíl v posturálních svalech než fázičkových. Označují se jako vlákna „tonická“ a jsou málo unavitelná. V horních a dolních končetinách mají v průměru 45 – 55 % zastoupení (Lehnert et al., 2014, Přidalová & Riegerová, 2008).

Základní charakteristika dle Lehnerta et al. (2014):

- nižší aktivita myozinové ATPázy (enzym urychlující získání energie – štěpením ATP),
- nižší schopnost rychle přemísťovat ionty vápníku (ovlivňuje rychlost kontrakce),
- vyšší počet velkých mitochondrií,
- vyšší aktivita aerobních enzymů,
- vysoká denzita kapilár (vyšší extrakce O₂),
- vyšší rezistence vůči únavě,
- vyšší koncentrace myoglobinu,
- nižší produkce energie za jednotku času (pomalejší aerobní tvorba ATP),
- nižší síla kontrakce,
- nižší práh dráždivosti,
- nižší příčný průřez vlákna.

Rychlá bílá vlákna (typ IIB, FG - fast glycolytic) jsou snadno unavitelná, pracují při maximálních silových výkonech (Přidalová & Riegerová, 2008).

Základní charakteristika dle Lehnerta et al. (2014):

- vyšší aktivita myozinové ATP-ázy,
- vyšší schopnost rychle přemísťovat ionty vápníku,

- vyšší enzymatické zastoupení glykolytických enzymů (tvorba La + \uparrow H⁺),
- zvýšený význam CP (rychlá resyntéza ATP),
- vysoká produkce energie za jednotku času (ATP-CP + anaerobní produkce ATP),
- malý počet mitochondrií,
- nízké zastoupení a aktivita aerobních enzymů,
- nízká denzita kapilár (nižší extrakce O₂),
- nižší rezistence vůči únavě (důsledek anaerobní produkce ATP),
- nízká koncentrace myoglobinu,
- vyšší síla kontrakce,
- vyšší práh dráždivosti (vyšší stimulační podnět),
- vyšší příčný průřez vlákna (zvýšená tendence k hypertrofii).

Rychlá červená vlákna (typ II. A, FOG - fast glycolycoxydative) jsou na hranici mezi typem I. a typem II. B. Tento typ nastává, když vlákna II. B obsahují větší množství mitochondrií a enzymů aerobního metabolismu. Jsou označována jako „fázická“ vlákna, zúčastňující se velmi rychlé kontrakce prováděné velikou silou (Lehnert et al., 2014, Přidalová & Riegerová, 2008).

2.9 Vliv nordic walking na svalový aparát

2.9.1 Vliv nordic walking na zádové svalstvo, ramenní pletence a horní končetiny

Studii porovnávající svalovou aktivitu během klasické a severské chůze, za pomoci povrchové elektromyografie (EMG), uvádí ve svém článku Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006). Monitorovány byly tyto svaly m. triceps brachii, m. biceps brachii, m. latissimus dorsi, m. obliquus abdominis externus, m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. gastrocnemius. Výsledkem bylo, že při nordic walking zvyšuje svou činnost m. latissimus dorsi a naopak svou aktivitu snižují m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. obliquus abdominis externus. Příčinu autoři uvádějí v lokomočním působení m. latissimus dorsi a při jeho aktivaci v dynamické stabilizaci trupu. Během nordic walking dochází k vyrovnanému zapojení m. biceps brachii a m. triceps brachii, což je označováno jako kokontrakce. Obecně lze říci, že při chůzi s holemi jsou více aktivní dorsální skupiny svalů než u chůze bez nich. Jandová a Morávek (2011) se k této tezi přiklánějí a poukazují

na výrazné zapojení m. latissimus dorsi, m. teres major, m. deltoideus, m. serratus posteriori.

Hagen, Hennig a Steildorf (2011) poukazují při nordic walking na stále se opakující nárazy, ke kterým dochází při kontaktu hole s podložkou, což může vést k nepříjemným pocitům a k bolestem krční páteře. Lze však tomu předcházet správným a včasným rozevřením dlaně i úchopem hole, kdy nesvíráme madlo křečovitě. Knobloch a Vogt (2006) řadí severskou chůzi mezi poměrně bezpečnou pohybovou aktivitu, avšak uvádí, že k nejčastějším zraněním dochází na horních končetinách. Na dotazník o zdravotních komplikacích z nordic walking odpovědělo 137 zkušených probandů s praxí nejméně 212,8 týdnů, $2,9 \pm 1,8$ hodin týdně v této aktivitě. Distenzi kolaterálního ulnárního vazy palce, též znám jako „Skidaumen“, či lyžařský palec, uvedlo šest respondentů a jednalo se o nejčastější poranění. Dalším častým zraněním byl pád na rameno. V jednom případě vedl k luxaci v ramenním kloubu spolu s luxací proximálního interfalangeálního kloubu druhého prstu. U další osoby došlo s luxací ramene i ke zlomenině zápěstí.

2.9.2 Vliv severské chůze na dolní končetiny

Kračmar, Vystrčilová a Psotová (2006) zjistili, že se na boční stabilizaci pánve při chůzi s holemi m. gluteus medius podílí menší měrou, než při běžné chůzi. Příčinou je m. latissimus dorsi. Avšak časté používání holí při chůzi po rovině nemusí být vhodné pro každého, například u seniorů platí zásada přiměřenosti. Naproti tomu se doporučuje využívat hole při chůzi do kopce, či z prudkého kopce nebo v obtížném terénu (Kračmar et al., 2011).

Willson et al. (2001) hodnotil vliv holí na krokový cyklus u zdravých osob. Předpokládá, že opření o hůl znamená i snížení zátěže v kolenním kloubu u stojné končetiny. Zjišťoval vliv čtyř různých technik chůze na míru zatížení.

- **Technika 1** – klasická chůze libovolnou rychlostí,
- **technika 2** – chůze s holemi libovolnou rychlostí, střídání opačné dolní a horní končetiny, bez pokynů či tréninku,
- **technika 3** – chůze s holemi s kontrolovanou rychlostí do 5 % techniky 2, střídání opačné dolní a horní končetiny, hrot hole míří vzad,
- **technika 4** – chůze s holemi, rychlost podobná jako u technik 2 a 3, střídání opačné dolní a horní končetiny, hrot hole míří vpřed.

Oproti technice 1 se u ostatních třech zvýšila rychlost, prodloužila se délka kroku i doba stojné fáze. Mezi technikami s použitím holí nebyl výrazný rozdíl. V technice 2, 3 a 4 byla zjištěna nižší vertikální odrazová síla i nižší vertikální kompresivní síla působící na kolenní kloub v porovnání s 1. technikou. Ze studie vyplývá, že s pomocí holí dochází k větší flexi v koleni během stojné fáze, čímž se snižuje zátěž v kolenním kloubu při současném zvýšení rychlosti chůze. Nelze však jednoznačně říci, že severská chůze je ke kloubům dolních končetin šetrnější než klasická chůze. Neboť při porovnání smykových a kompresivních sil působících během chůze s holemi a bez nich na kolenní kloub nebyl odhalen mezi hodnotami patrný rozdíl (Hansen et al. 2008).

Stief et al. (2008) ve své práci porovnávali zatížení kloubů dolní končetiny v průběhu chůze, nordic walking a běhu. Autoři naměřili vyšší hodnoty zátěže u kolenního kloubu po úderu paty o podložku při severské chůzi v porovnání s chůzí bez holí. Důvodem je prodloužení kroku a vyšší úhel chodidla s podložkou v první části stojné fáze. Nejvyšší hodnoty zatížení byly naměřeny u běhu. Proto autoři nevidí pozitivní vliv holí na snížení zátěže v kolenním kloubu v porovnání s klasickou chůzí.

Hagen, Hennig a Stieldorf (2011) ve své studii zkoumali případné riziko vzniku úrazu a rozdíl v hodnotách zatížení mezi chůzí, chůzí s holemi a mírným během. Probandi severskou i běžnou chůzi prováděli při rychlostech 5 km/hod, 7 km/hod, 8 km/hod a 8,5 km/hod. Za přechod mezi chůzí a během se udává rychlost 7,2 km/hod, proto se mírný běh hodnotil při rychlostech 8 km/hod a 8,5 km/hod. Při chůzi s holemi ve všech rychlostech, oproti běžné chůzi i mírnému běhu, bylo dosaženo větší maximální pronace a doba kontaktu chodidla s podložkou se prodloužila. Avšak nejvyšší hodnota maximální rychlosti pronace byla naměřena při mírném běhu, poté ve všech rychlostech chůze s holemi a nejnižší hodnotu měla při běžné chůzi. Stejně pořadí bylo dosaženo i při měření maximální hodnoty vertikální síly při nároku, tedy nejvyšší hodnotu měl mírný běh, poté chůze s holemi a nakonec běžná chůze. Běžná chůze, oproti chůzi s holemi, dosáhla vyšších hodnot u maximální vertikální síly během odrazu. Jinak vždy byly naměřené hodnoty u severské chůze vyšší. A proto autoři studie nepotvrdili snížení zátěže dolních končetin při chůzi s holemi a bez nich.

Srovnáme-li mírný běh a obě dvě chůze, tak při běhu působí o 30 % vyšší vertikální síly a o 50 % vyšší zatížení dolních končetin. U mírného běhu ve srovnání s chůzí s holemi je o 10 % nižší maximální úhel pronace, avšak její rychlost je vyšší. Čím vyšší je rychlost, tím je vyšší riziko vzniku poranění, a proto z naměřených hodnot vyplývá, že chůze

s holemi je v porovnání s mírným během šetrnější a při vyšších rychlostech adekvátní volbou. Naměřené hodnoty lze nalézt na obrázku 5.

	Velocity and Movement									
	5 km/h		7 km/h		8 km/h			8.5 km/h		
	W	NW	W	NW	W	NW	R	W	NW	R
Total contact time (ms)	705	754**	582	614**	541	572**	307‡	509	546*	296‡
Peak vertical force 1 (landing) (bw)	1.27	1.32	1.59	1.61	1.77	1.77	2.31‡	1.80	1.84	2.45‡
Maximum vertical force rate (landig) (bw/s)	18.7	22.0	37.2	39.2**	49.7	50.8	79.0‡	55.7	57.7	86.7‡
Peak vertical force 2 (push-off) (bw)	1.23	1.21	1.35	1.31*	1.35	1.34	–	1.34	1.32	–
Peak decelerating horizontal force (bw)	-0.22	-0.26	-0.35	-0.40*	-0.44	-0.47	-0.26‡	-0.45	-0.48	-0.28‡
Maximum pronation (°)	10.4	11.3*	9.6	11.4**	9.3	10.8**	9.9	9.5	10.7*	9.6
Maximum pronation velocity (°/s)	142	149	168	194**	164	186**	453‡	185	196**	517‡
Peak wrist acceleration (g)		3.4		5.3		7.1			7.6	

Note. Significant differences between W and NW are marked by * ($p < 0.05$) and ** ($p < 0.01$). Significant differences between R and W/NW are marked by ‡ ($p < 0.01$).

Obrázek 5 Srovnání naměřených hodnot u chůze (W), severské chůze (NW) a běhu (R) (upraveno podle Hagen, Hennig & Stieldorf, 2011)

2.10 Charakteristika vybraných svalů

Střední hýžd'ový sval (m. gluteus medius) (Obrázek6)

Řadí se mezi svaly dolní končetiny, zde spadá mezi laterální svaly kyčelního kloubu a z části je překryt m. gluteus maximus. Má vějířovitý tvar, začíná na lopatce kosti kyčelní (ala ossisili) a upíná se na velký chocholík (trochanter major).

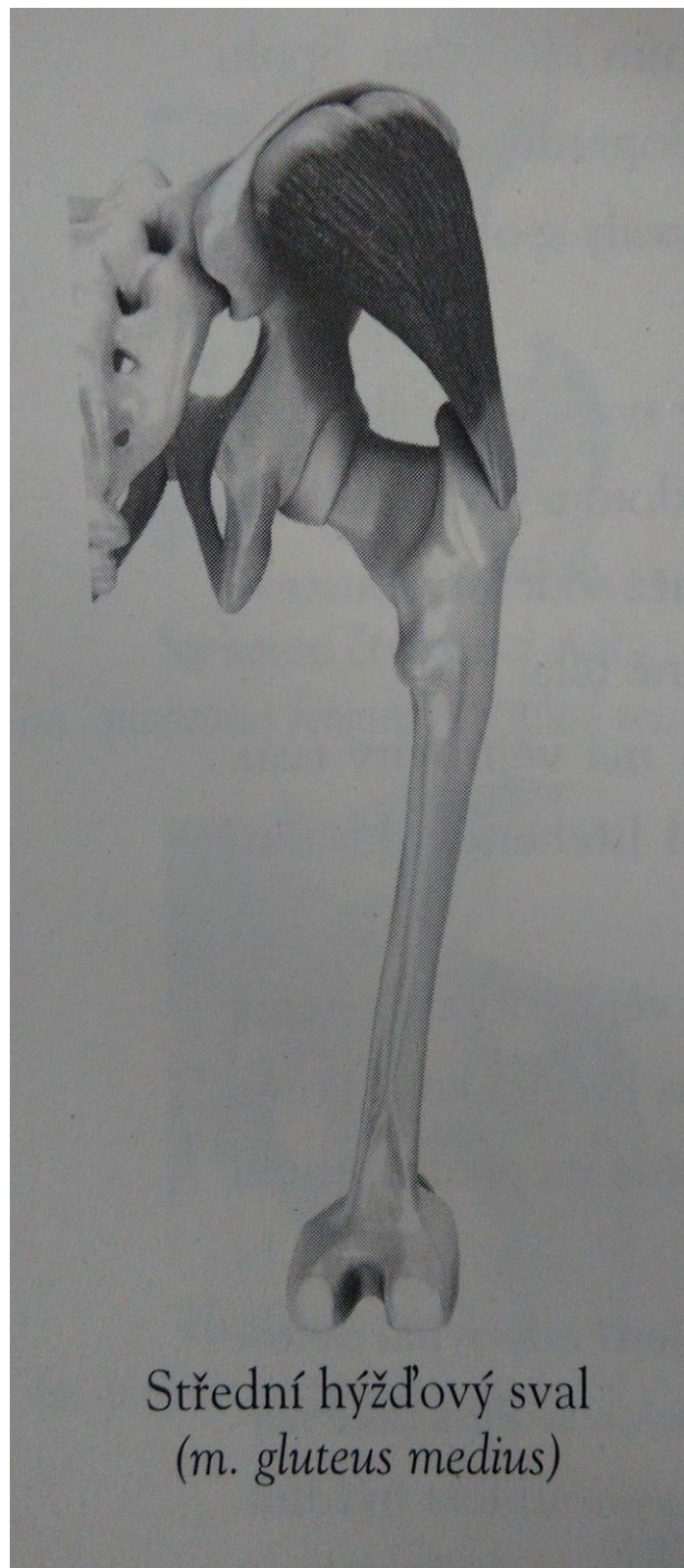
Funkce:

Přední snopce – pomocné při flexi a vnitřní rotaci kyčelního kloubu.

Střední snopce – abdukce kyčelního kloubu, což je jeho hlavní funkcí.

Zadní snopce – napomáhají při extenzi a zevní rotaci kyčelního kloubu.

Sval udržuje rovnováhu stojícího těla, při zdvižené dolní končetině brání přepadávání pánve na její stranu. Inervován je z plexus sacralis (nervus gluteus superior) (Čihák, 2011, Dimon Jr., 2017, Přidalová & Riegerová, 2008).



Obrázek 6 Střední hýžd'ový sval (Dimon Jr., 2017)

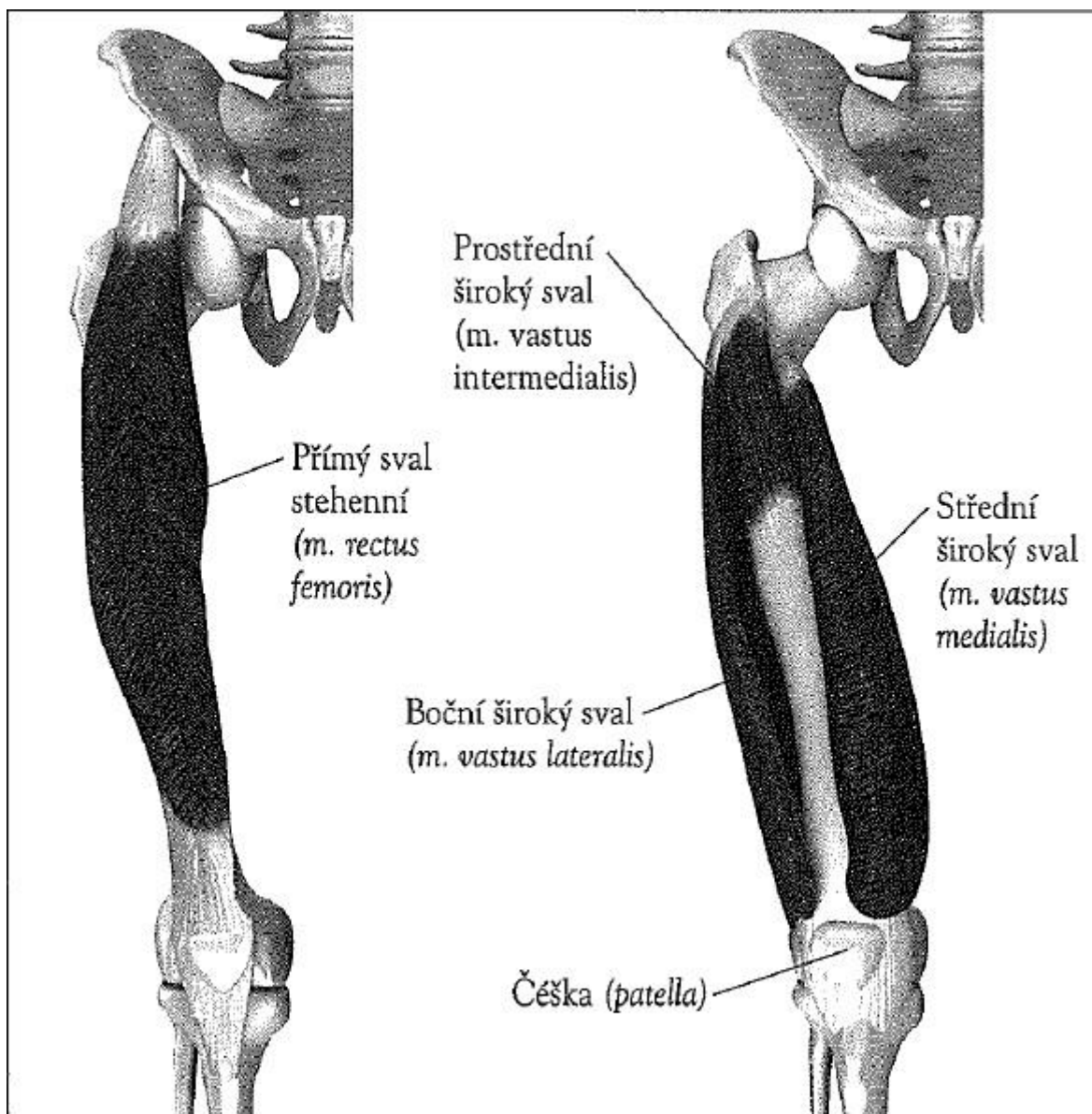
Přímý sval stehenní (*m. rectus femoris*) (Obrázek 7)

Řadí se mezi svaly dolní končetiny, zde spadá do ventrální skupiny svalů stehna. Je součástí *m. quadriceps femoris* a název je odvozen od přímého průběhu stehnem dolů.

Tento sval začíná na dvou místech na kosti kyčelní. Caput rectum začíná na předním dolním trnu (*spina iliaca anterior inferior*) a caput reflexum těsně nad jamkou (*acetabulum*) kosti kyčelní. Probíhá svisle dolů ke kolenu, kde splývá se šlachou *m. vastus intermedius* zabírá do sebe číšku (*pattela*), která je šlachou (*ligamentum patellae*) připevněna na drsnatinu holenní kosti (*tuberositas tibiae*). Hlavní funkcí je flexe v kyčelním kloubu, extenze v kolenním kloubu a řadí se mezi posturální svaly – podílí se na vzpřímeném držení těla. Inervován je z plexus lumbalis (*nervus femoralis*) (Čihák, 2011, Dimon, Jr., 2017, Přidalová & Riegerová, 2008).

Střední široký sval (*m. vastus medialis*) (Obrázek7)

Řadí se mezi svaly dolní končetiny, zde spadá do ventrální skupiny svalů stehna. Je součástí *m. quadriceps femoris*. Začátek tento sval má na vnitřní části kosti stehenní (*linea aspera – labium mediale*), zužuje se do šlachy *ligamentum patellae* (společná šlacha s *m. rectus femoris*), která je připevněna na drsnatinu holenní kosti (*tuberositas tibiae*). Hlavní funkcí je flexe v kyčelním a extenze v kolenním kloubu. Inervován je z plexus lumbalis (*nervus femoralis*) (Čihák, 2011, Dimon, Jr., 2017, Přidalová & Riegerová, 2008).



Obrázek 7 Příčný sval stehenní a Střední široký sval (Dimon Jr., 2017)

Dvojhlavý sval stehenní (m. biceps femoris) (Obrázek8)

Řadí se mezi svaly dolní končetiny, zde spadá do dorzální skupiny svalů stehna. Už z názvu lze odvodit, že začíná dvěma hlavami. Dlouhá hlava (caput longum) začíná na hrbole kosti sedací (tuber ischiadicum) a krátká hlava (caput breve) má začátek v dolní polovině těla kosti stehenní na linea aspera. Obě hlavy se spojují ve společné břicho, mířící na zevní stranu kolenního kloubu, zde sval přechází v úponovou šlachu, která končí na hlavici kosti lýtkové (caput fibulae). Tento sval napomáhá při flexi v kolenním kloubu, při flektovaném koleni rotuje bérce zevně a dlouhá hlava se spoluúčastní při extenzi

v kyčelním kloubu. Obě hlavy jsou inervovány z plexus sacralis, ale každá z jiného nervu. Dlouhá hlava z n. tibialis a krátká hlava z n. peroneus (Čihák, 2011, Dimon, Jr., 2017, Přidalová & Riegerová, 2008).



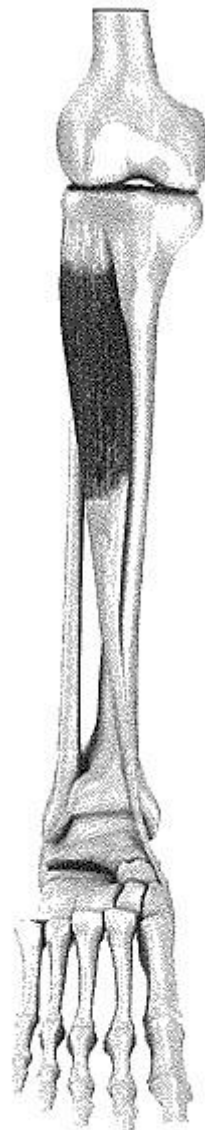
Dvojhlavý sval stehenní
(*m. biceps femoris*)

Obrázek 8 Dvojhlavý sval stehenní (Dimon Jr., 2017)

Přední sval holenní (*m. tibialis anterior*) (Obrázek9)

Řadí se mezi svaly dolní končetiny, zde spadá do ventrální skupiny svalů bérce. Leží nejmediálněji a sestupuje před vnitřním kotníkem pod retinaculum musculorum extensorum k vnitřnímu okraji nohy a kolem něj pod plantu. Začátek se nalézá na zevní drsnatině (*condylus lateralis tibiae*) a interoseální membráně (*membrana interossea*) a končí na střední kosti klínovité (*os cuneiforme mediale*) a bázi 1. metatarsu. Provádí

extenzi (dorsální flexe) a inverzi nohy. Inervace z plexus sacralis (n. peroneus profundus) (Čihák, 2011, Dimon, Jr., 2017, Přidalová & Riegerová, 2008).



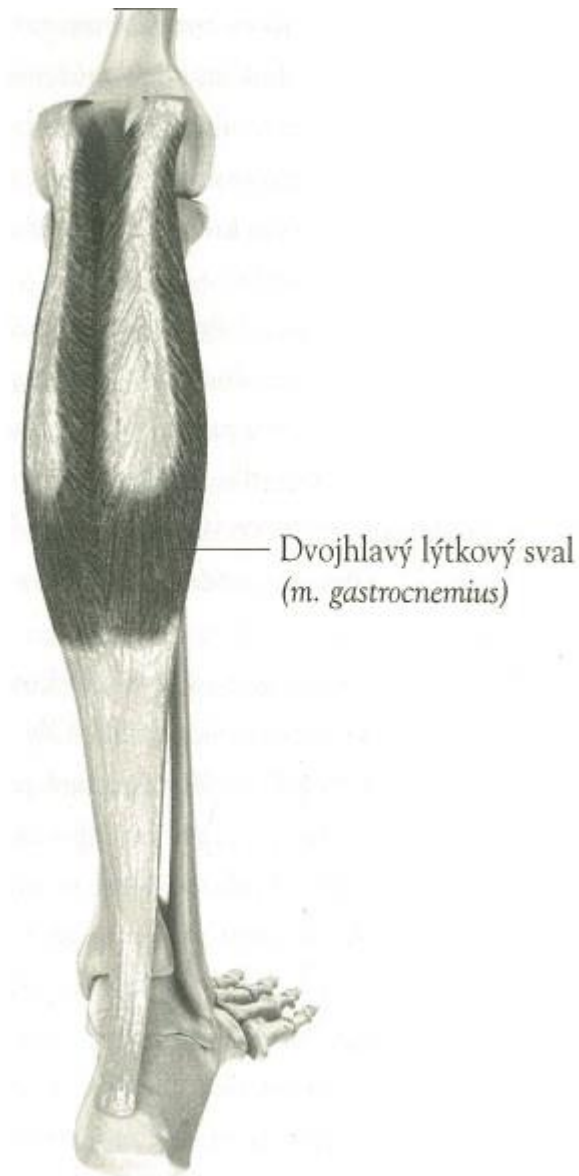
Přední sval holenní
(*m. tibialis anterior*)

Obrázek 9 Přední sval holenní (Dimon Jr., 2017)

Dvojhlavý lýtkový sval (*m. gastrocnemius*) (Obrázek10)

Řadí se mezi svaly dolní končetiny, zde spadá do dorzální skupiny svalů bérce. Spolu s šikmým lýtkovým svalem (*m. soleus*) jsou součástí trojhlavého lýtkového svalu (*m. triceps surae*). Dvojhlavý sval lýtkový je povrchový sval a formuje většinu objemu bérce. Z názvu lze vyčíst, že se tento sval dělí na dvě hlavy a to na *caput mediale* začínající na *epicondylus medialis* a *caput laterale* začínající na *epicondylus lateralis femoris*. Oba se

pomocí Achillovy šlachy (tendo calcaneus), která je nejsilnější a nejtlustší šlachou těla, upínají se na zadní stranu nohy na synoviální váček (tuber calcanei). Účastní se flexe v kolenním kloubu a spadá do skupiny posturálních svalů (Čihák, 2011, Dimon, Jr., 2017, Přidalová & Riegerová, 2008).



Obrázek 10 Dvojhlavý lýtkový sval (Dimon Jr., 2017)

2.11 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je experimentální vyšetřovací metoda, která za pomoci snímání bioelektrických signálů podává obraz o aktivitě svalů. Je to objektivní, snadná a neinvazivní metoda pro hodnocení neuromuskulární činnosti v průběhu pohybu (Krobot & Kolářová, 2011).

Dufek (1995) popisuje podstatu EMG v zachycování myoelektrického signálu, vytvořeného změnou napětí na membráně svalových vláken, pomocí povrchových či jehlicových elektrod. Dále uvádí, že EMG je přínosem pro neurologickou diagnostiku, která pomáhá odhalovat mírné poruchy, charakter a druh postižení. Lze tím sledovat vývoj postižení i průběh léčby.

2.11.1 Historie elektromyografie

Za počátek povrchové elektromyografie se považuje polovina 16. století, kdy tehdejší vědci prokazovali elektrickou aktivitu ve svalech na rybách. V roce 1791 Galvani navazoval na tyto vědce pokusem s mrtvou žábou, na které se mu podařilo, za pomoci dvou tyčí z rozličných kovů, vyvolat svalovou kontrakci dolních končetin. Galvani se domníval, že svalovou kontrakci v žabích končetinách vyvolává tzv. živočišná elektřina. Pokračovatelem Galvaniho byl jeho velký obdivovatel Alessandro Volta, který jeho pokusy mnohokrát s mnoha obměnami opakoval. Roku 1793 došel k závěru, že elektřina vzniká stykem dvou kovů. Nicméně to byl Galvaniho objev, proto se Volta rozhodl ji na počest jejího objevitele nazvat galvanický proud. Sestavení prvního galvanometru a posléze využití při dokazování svalové aktivity se považuje za počátek neurofyziologie. Gasser a Newcomer na počátku 20. století při zkoumání svalové aktivity namísto galvanometru aplikovali osciloskop na principu katodové trubice, za což dostali Nobelovu cenu za fyziologii. Díky této nové metodě bylo umožněno klinické vyšetřování biosignálů. Na rozvoj EMG měl také velký vliv vznik nové metody z roku 1929, při které se využívá jehlových elektrod. Tato metoda byla během 50. a 60. let vylepšena (Cram & Kasman, 1998).

2.11.2 Elektromyograf

Specializovaný vícekanálový přístroj, jenž slouží k měření aktivity skupin svalových vláken. Dále snímá indukovanou i spontánní svalovou aktivitu a měří rychlost šíření vzruchů (Chmelař & Rozman, 1982).

2.11.3 Elektrody

Chmelař (1995) popisuje elektrody jako předměty umožňující průchod elektrického proudu mezi pacientem a přístrojem. Zabezpečují kontakt s tělem zkoumaným, proto jejich výroba podléhá přísným požadavkům. Ke změně typu elektrické vodivosti dochází při styku elektrod s kůží těla. Zde se iontová vodivost mění na elektronovou, poněvadž

elektrický proud v lidském těle je obstaráván proudem iontů. Lidské tělo je díky tomu označováno jako vodič druhé třídy. Za vodiče první třídy jsou označovány elektrody, které elektrický proud, v podobě volných elektronů, přenášejí mezi sebou a vstupem do elektromyografického zařízení. Svalová aktivita je snímána elektrodami za pomoci součinnosti s elektrolytem. U povrchové elektromyografie se využívá vodivý gel a u jehlové elektromyografie je to tělní tekutina. Aby se na přístroji objevil záznam, musí být rozhraní mezi elektrodou a kůží velmi stálé, signály jsou elektrodami snímány a sčítány do série. Autor rozděluje elektrody dle funkce na registrační a stimulační a podle způsobu použití na povrchové a jehlové (podpovrchové).

2.11.4 Povrchová elektromyografie

Umožňuje pomocí většího počtu povrchových elektrod s minimální vzdáleností zaznamenávat elektrické projevy činnosti svalového aparátu. Transmembránový proud na povrchu sarkolemy, který se vytváří pomocí změny iontového složení na membráně svalových buněk během svalového stahu, se považuje za zdroj elektromyografického signálu (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Winter (2009) popisuje princip povrchové elektromyografie. Akční potenciál svalových buněk je snímán přes tukovou tkáň a kůži. Sečtením akčních potenciálů motorických jednotek na svalových vláknech se nám vytvoří elektrický signál, který zachycují elektrody umístěné v blízkosti zapojených svalových vláken. Latash (2008) doplňuje umístění elektrod na kůži nad svalové břicho, v oblasti motorického bodu aby mohly účinně zachytávat aktivitu povrchově uložených svalů z motorické jednotky.

Pomocí povrchové elektromyografie lze sledovat více svalů najednou jak ve statických tak i dynamických situacích (De Luca, 1997). Mohou se hodnotit ukazatele zahájení svalové aktivace, silové přírůstky vyvolané jednotlivými svaly nebo ukazatele únavových procesů.

Clarys (2000) vyjmenovává v jakých oborech lze uplatnit povrchovou metodu. Je možno ji využít v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a dalších oborech. Velkou přednost povrchové elektromyografie vidí Krobot a Kolářová (2011) ve schopnosti relativně snadno a neinvazivně zaznamenávat aktivitu více svalů najednou v průběhu pohybové aktivity.

2.11.5 Jehlová elektromyografie

Oproti povrchové elektromyografii zachycuje pouze akční potenciály šířené jen z jedné motorické jednotky. Tato metoda vyžaduje odborné provedení, jelikož se velmi tenká jehla vpichuje do vybraného svalu. Změna polohy jehly ve svalu nám udává ideální pozici pro zachycení akčních potenciálů. Při této metodě může dojít u pohybu k poškození svalové tkáně, proto není vhodná pro pohybovou činnost. Hodnotí se aktivita v klidu a aktivita během kontrakce (Enoka, 2009).

3 CÍLE

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnotit svalovou aktivitu při severské chůzi.

Dílčí cíle

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

Výzkumné otázky

1. Bude se lišit svalová aktivita při běžné chůzi při různých rychlostech?
2. Bude se lišit svalová aktivita při severské chůzi při různých rychlostech?
3. Bude se lišit svalová aktivita při běžné a severské chůzi?

4 METODIKA

Předložená práce byla součástí projektu „Biomechanická analýza vlivu vnějších faktorů na provedení severské chůze“, který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Projekt zahrnoval analýzu běžné a severské chůze na ergometru s náklonem 0 % a 8 % při přirozené rychlosti a rychlostech zvýšených o 10 a 20 %. Všichni účastníci před testováním podepsali informovaný souhlas s měřením a anonymním využitím údajů pro vědeckou práci. Byli také seznámeni s průběhem měření i s možnými riziky.

4.1 Charakteristika měřených osob

Testovanou skupinu tvořilo 22 zdravých mužů. Jejich věk byl $22,8 \pm 1,4$ let, výška 180 ± 5 cm, hmotnost $75,0 \pm 4,7$ kg (Tabulka 1). Žádný z nich neměl před zahájením výzkumu zkušenost se severskou chůzí. Do tohoto projektu se účastníci přihlásili dobrovolně díky letákům, které byly umístěny v učebnách FTK.

Před samotným měřením museli účastníci dodržet tyto instrukce:

- alespoň 24 hod před testem neprovádět fyzicky náročnou činnost,
- vyhnout se konzumaci alkoholu,
- 2 hod před měřením nekonzumovat větší množství jídla.

Probandi se zúčastnili před začátkem měření dvou hodin severské chůze s lektorem. Dále jim byla nastavena délka holí na 68 % vlastní výšky. Každý z nich pak libovolnou rychlostí absolvoval dvakrát vytyčenou dráhu, z nich pak byla určena průměrná rychlost jedince (přirozená rychlost).

Tabulka 1: Charakteristika výzkumného souboru

n = 22		
Parametr	M ± SD	min/max
Věk [roky]	22,8 ± 1,4	20/25
Výška [cm]	180 ± 5	173/193
Hmotnost [kg]	75,0 ± 4,7	68/86

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

4.2 Postup měření

4.2.1 Lekce severské chůze

Dvě hodinové lekce s instruktorem severské chůze byly prováděny v areálu FTK UP a jejím blízkém okolí. První byla zaměřena na nastavení výšky holí, správné uchopení a práce s nimi. Zde jim byla i názorně předvedena správná technika chůze nejprve po rovině, posléze do kopce i z kopce. V druhé hodině se dbalo na zopakování a zautomatizování pohybu.

4.2.2 Měřicí zařízení

K měření byl použit speciální běžecký ergometr LODE Valiant (Lode Medical Technology B. V., Groningen, Nizozemsko) s 2 m širokým pásem, který umožnil probandům provádět pohyb bez omezení. Aktivita svalů byla měřena pomocí elektromyografie pomocí systému Trigno Wireless (Delsys Inc., Boston, MA, USA).

4.2.3 Určení rychlosti chůze

V areálu FTK UP se pro potřeby projektu měřila rychlost každého probanda. Vytyčené území se skládalo z náběhového, měřeného a doběhového území. Náběhové území bylo dlouhé 7 m a bylo před první fotobuňkou, zde měl proband dosáhnout přirozené rychlosti chůze a pokračovat přes 1. fotobuňku do měřeného území, které bylo vymezeno dvěma měřicími fotobuňkami na vzdálenosti 7 m. Zde se měřila probandova rychlost chůze. Za 2. fotobuňkou se nacházela doběhová zóna, zde docházelo k zastavení pohybu. Tuto trať proband absolvoval čtyřikrát. Dvakrát ji prošel bez holí, poté s holemi. Výsledná rychlost v $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ pro jednotlivý typ chůze pak byla průměrem naměřených hodnot.

4.2.4 Samotný test

Protokol na běžeckém pásu se skládal ze tří rychlostních stupňů (průměrná rychlost jedince, zvýšená rychlost o 10 %, zvýšená rychlost o 20 %) a dvou úhlových stupňů (0% a 8% sklon pásu). Proband protokol absolvoval dvakrát, jednou bez holí, jednou s holemi. Pořadí protokolů bylo náhodné. Test trval 7 minut. Na začátku každého stupně bylo 30 s zahřátí, aby si proband zvykl na zátěž a nedošlo k úrazu. Každý stupeň trval 1 min, kdy prvních 30 s bylo určeno na adaptaci a druhých 30 s na samotném měření svalové aktivity. Sklon pásu byl změněn pouze jednou a to uprostřed testu z 0 % na 8 %. Změna trvala 30 vteřin, po tuto dobu se údaje z elektromyografie nezaznamenávaly. Na úplném konci měření byla rychlost běžícího pásu snížena na $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, za účelem regenerace.

Proband celý protokol absolvoval ve spodním prádle a sportovní obuvi. Test na určení rychlosti chůze i test na běžeckém pásu proběhl ve stejný den s dostatečným časovým odstupem 30 minut. Před měřením na běžeckém ergometru byly probandům na tělo, za pomoci lepicí pásky, upevněny elektrody na střed vybraných svalů, vodorovně se svalovými vlákny. Dvanáct elektrod systému snímalo na obou končetinách aktivitu těchto svalů:

- m. gluteus medius,
- m. rectus femoris,
- m. vastus medialis,
- m. biceps femoris,
- m. tibialis anterior,
- m. gastrocnemius.

Měření bylo provedeno za standardních laboratorních podmínek (teplota 20 – 24°C, relativní vlhkost vzduchu 40 – 60 %).

4.3 Zpracování dat

Systém Trigno Wireless snímá hrubý signál z povrchových elektrod. Dále byl signál zpracován pomocí programu MATLAB 2013a (Math Works Inc., Natick, MA) filtrován pomocí filtru s frekvencí 20 až 450Hz. Dále byla provedena rektifikace (full wave) a rozdělen do jednotlivých subfází podle video záznamu (Sony DCR-TRV, Sony, Tokyo, Japan; frequency 50 Hz). Dále byl signál normalizován k průměrné amplitudě chůzového cyklu při chůzi přirozenou rychlostí bez holí po rovině. S využitím polynomičké interpolace byl každý krokový cyklus konvertován na 1001 bodů a pak rozdělen na následující fáze:

- St1 – první polovina stojné fáze,
- St2 – druhá polovina stojné fáze,
- Sw1 – první polovina švihové fáze,
- Sw2 – druhá polovina švihové fáze.

V každé fázi byla vypočítána průměrná svalová aktivita (amplituda). Hodnota z pěti pokusů z pravé a levé končetiny byla zprůměrována

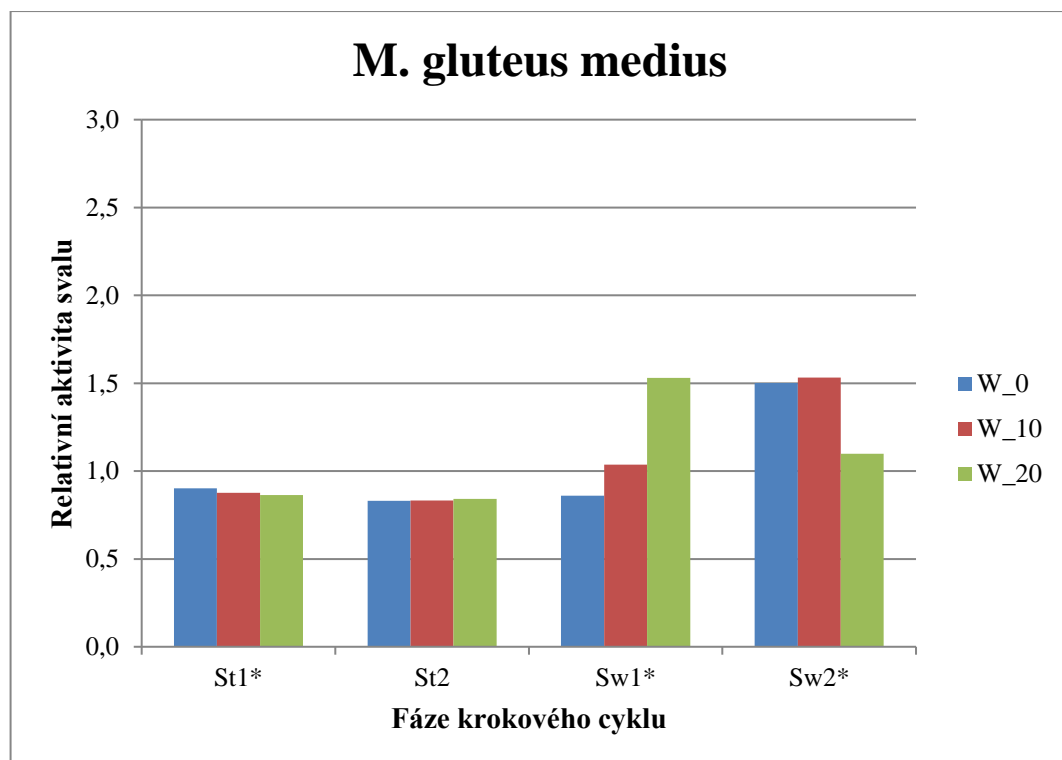
Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu STATISTICA (verze 10.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK). Kolmogorov-Smirnov test ukázal, že data nemají normální rozložení. Proto byly použity pro posouzení vlivu rychlosti Griedmannova ANOVA a pro posouzení efektu nordic walking Wicxonův test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,01$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu vybraných svalů při běžné chůzi

Střední sval hýžd'ový (m. gluteus medius)

U aktivity m. gluteus medius jsme našli významný efekt rychlosti chůze ve třech fázích krokového cyklu (Obrázek 11). A to v první polovině stojné fáze krokového cyklu, kdy vlivem rychlosti klesá aktivita. Výrazný nárůst aktivity vlivem rychlosti jsme u m. gluteus medius pozorovali v první polovině švihové fáze. V druhé polovině švihové fáze došlo se zvyšující se rychlostí naopak k poklesu svalové aktivity.

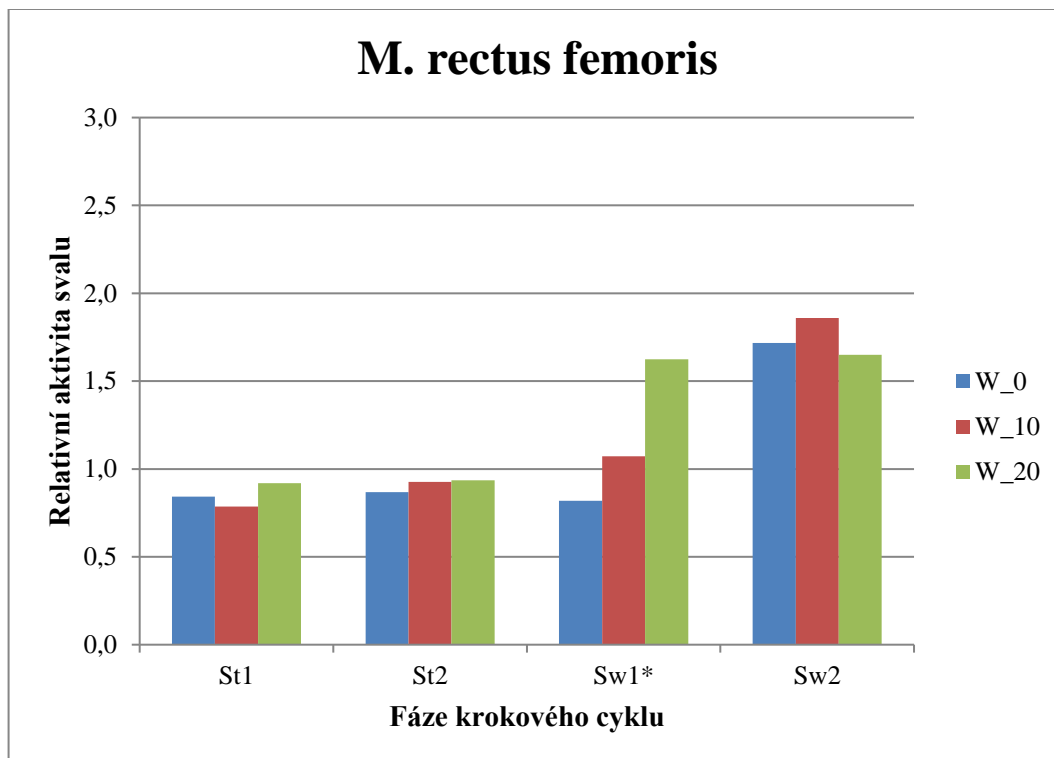


Obrázek 11 Svalová aktivita m. gluteus medius při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Přímý sval stehenní (m. rectus femoris)

U aktivity m. rectus femoris jsme našli statisticky významný vliv rychlosti v první polovině švihové fáze. Se zvyšující se rychlostí svalová aktivita narůstá (Obrázek 12).

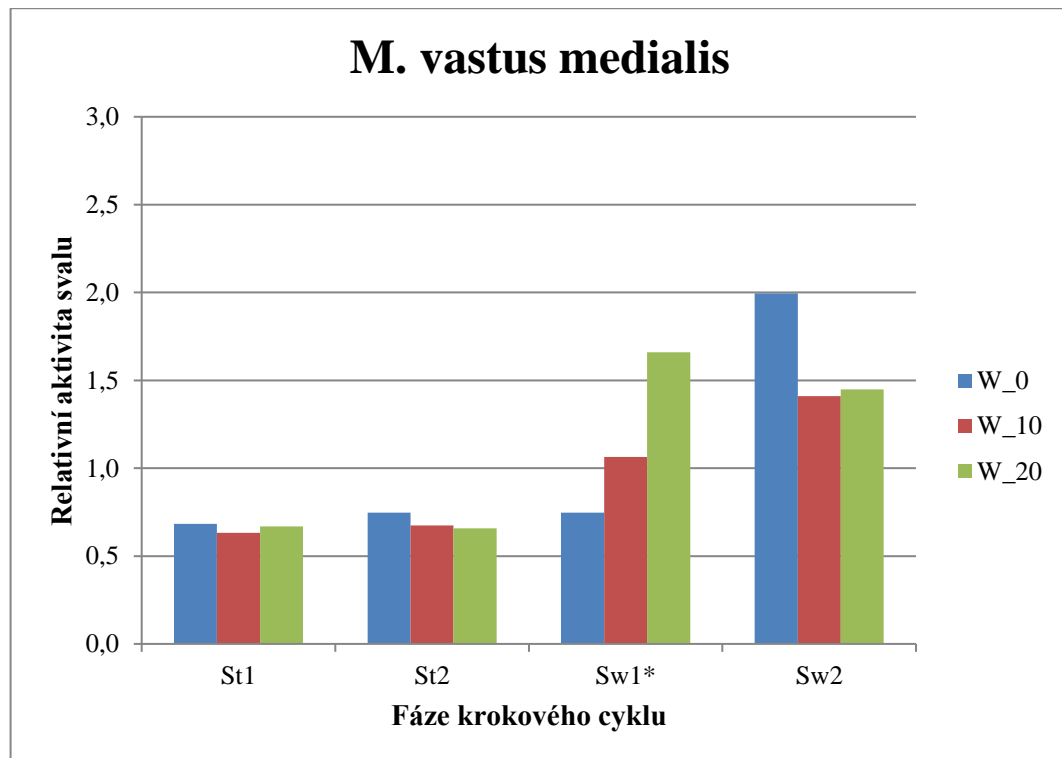


Obrázek 12 Svalová aktivita m. rectus femoris při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Střední široký sval (m. vastus medialis)

U m. vastus medialis naše výsledky ukázaly významný vliv pouze u první poloviny švihové fáze. Aktivita m. vastus medialis v této fázi se zvyšující se rychlostí významně narostla (Obrázek 13).

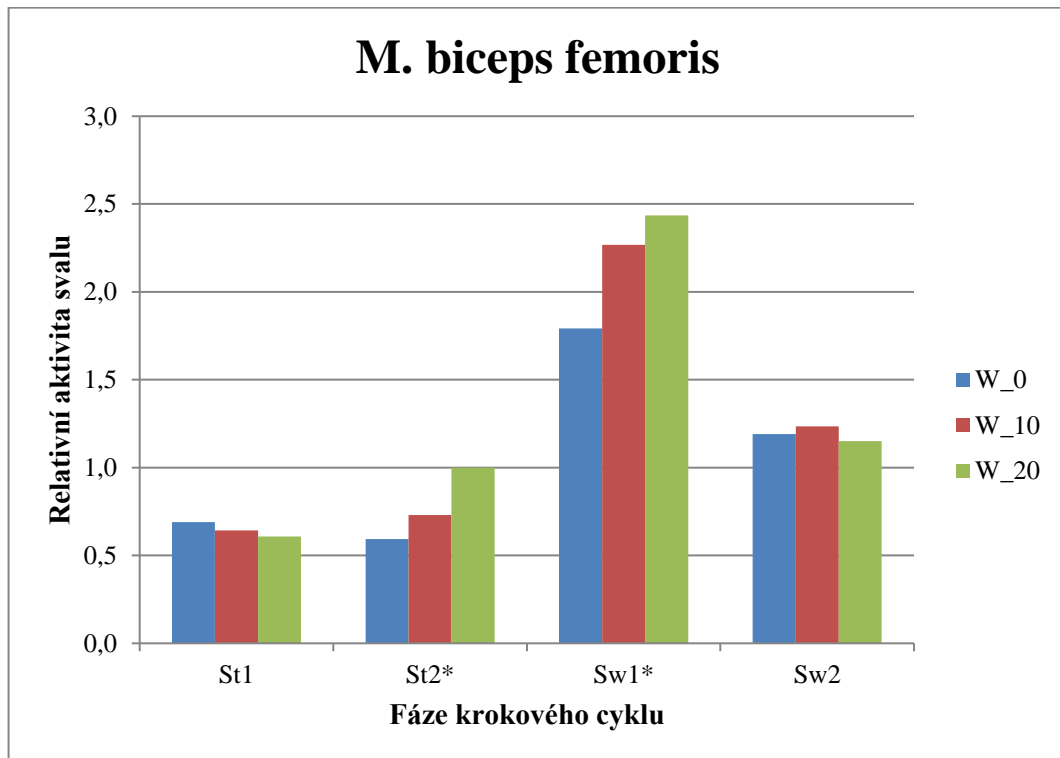


Obrázek 13 Svalová aktivita m. vastus medialis při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Dvojhlavý sval stehenní (m. biceps femoris)

Statisticky významný vliv rychlosti na svalovou aktivitu m. biceps femoris jsme našli ve druhé polovině stojné fáze a první polovině švihové fáze krokového cyklu (Obrázek 14). U obou fází dochází vlivem rychlosti k nárůstu svalové aktivity.

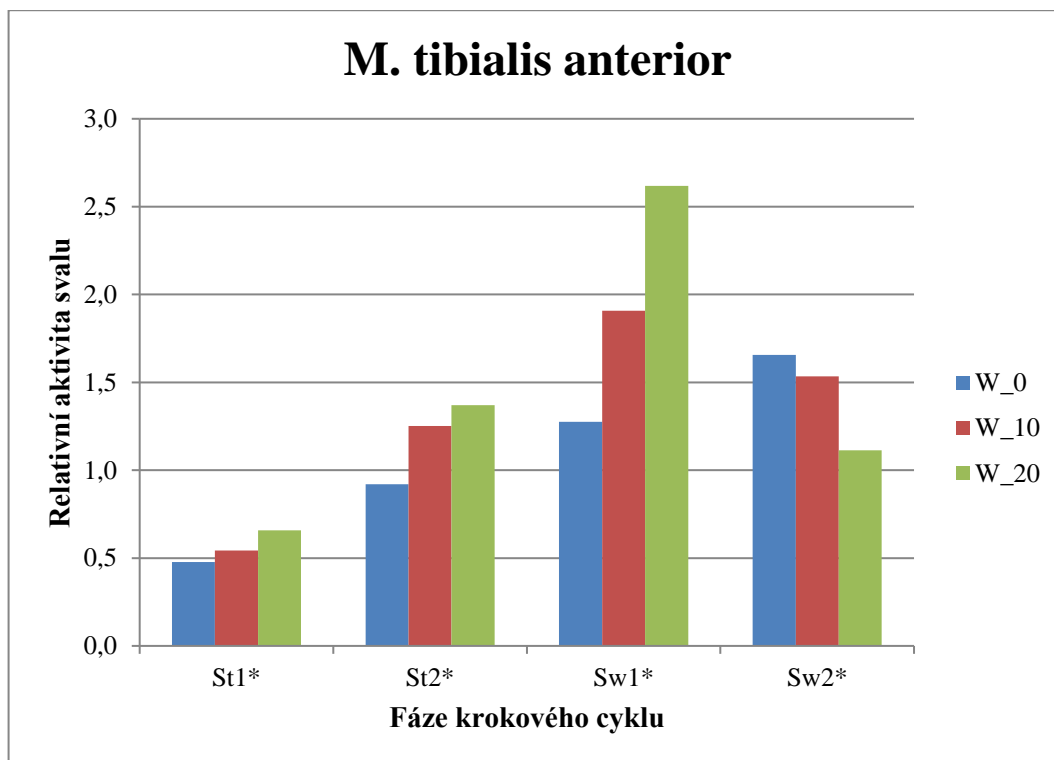


Obrázek 14 Svalová aktivita m. biceps femoris při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Přední sval holenní (m. tibialis anterior)

U tohoto svalu nám vyšel statisticky významný efekt rychlosti ve všech fázích krokového cyklu (Obrázek 15). V druhé polovině švihové fáze dochází ke snížení aktivity svalu s narůstající rychlostí chůze, v předešlých třech fázích naopak k nárůstu aktivity.

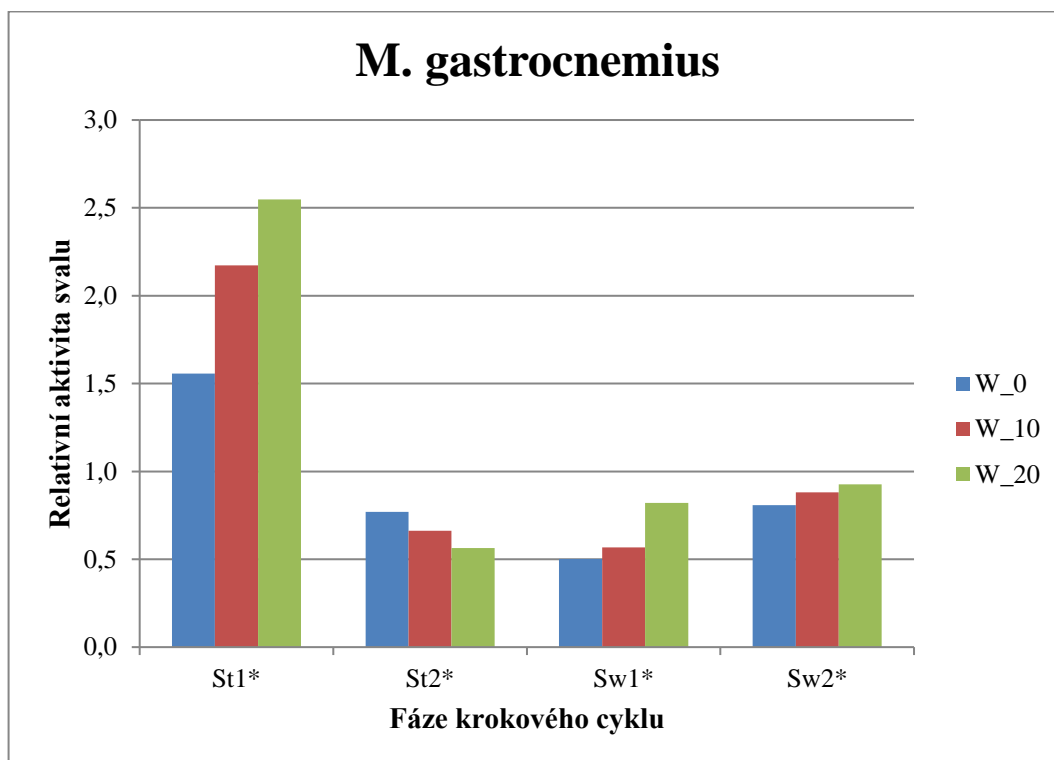


Obrázek 15 Svalová aktivita m. tibialis anterior při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Dvojhlavý lýtkový sval (*m. gastrocnemius*)

Stejně jako u *m. tibialis anterior* tak i analýza svalové aktivity *m. gastrocnemius* ukázala statisticky významný efekt rychlosti chůze ve všech fázích krokového cyklu. Avšak pokles svalové aktivity s narůstající rychlostí chůze jsme zjistili v druhé polovině stejné fáze krokového cyklu (Obrázek 16).



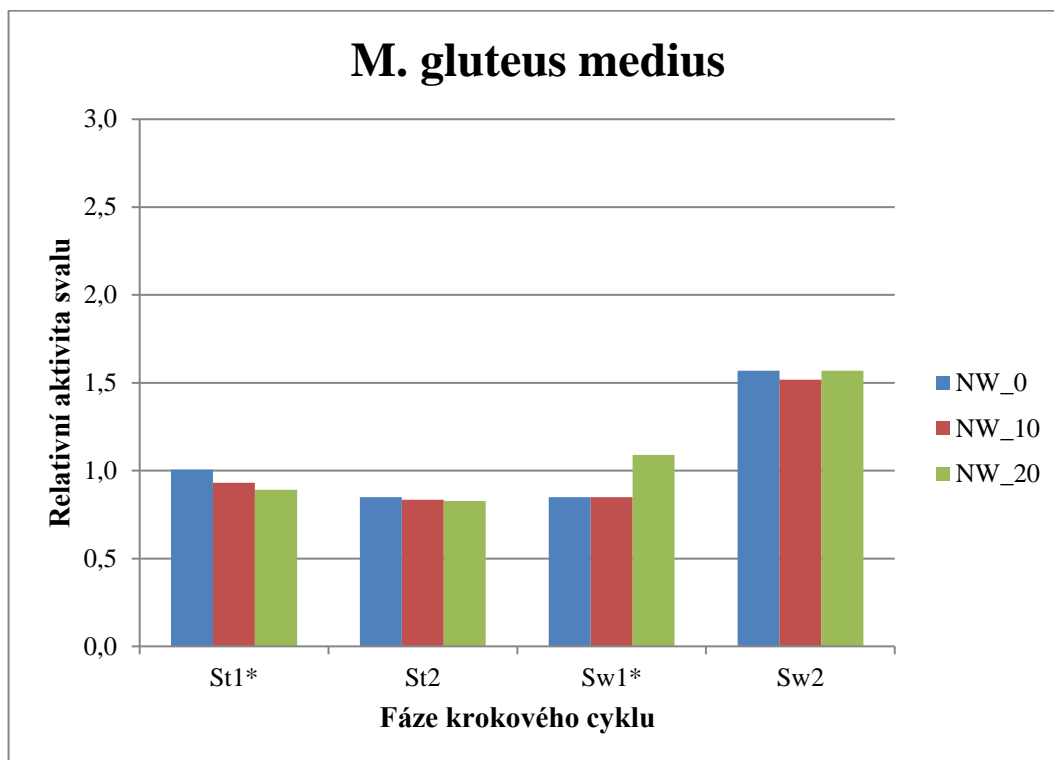
Obrázek 16 Svalová aktivita *m. gastrocnemius* při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, St1 – první polovina stejné fáze krokového cyklu, St2 – druhá polovina stejné fáze krokového cyklu, Sw1 – první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 – druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

5.2 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu vybraných svalů při severské chůzi

Střední sval hýžděový (m. gluteus medius)

U aktivity m. gluteus medius při severské chůzi jsme našli významný efekt rychlosti ve dvou fázích krokového cyklu (Obrázek 17). A to v první polovině stojné fáze, kdy s narůstající rychlostí chůze svalová aktivita klesá. V první polovině švihové fáze s narůstající rychlostí chůze svalová aktivita roste.

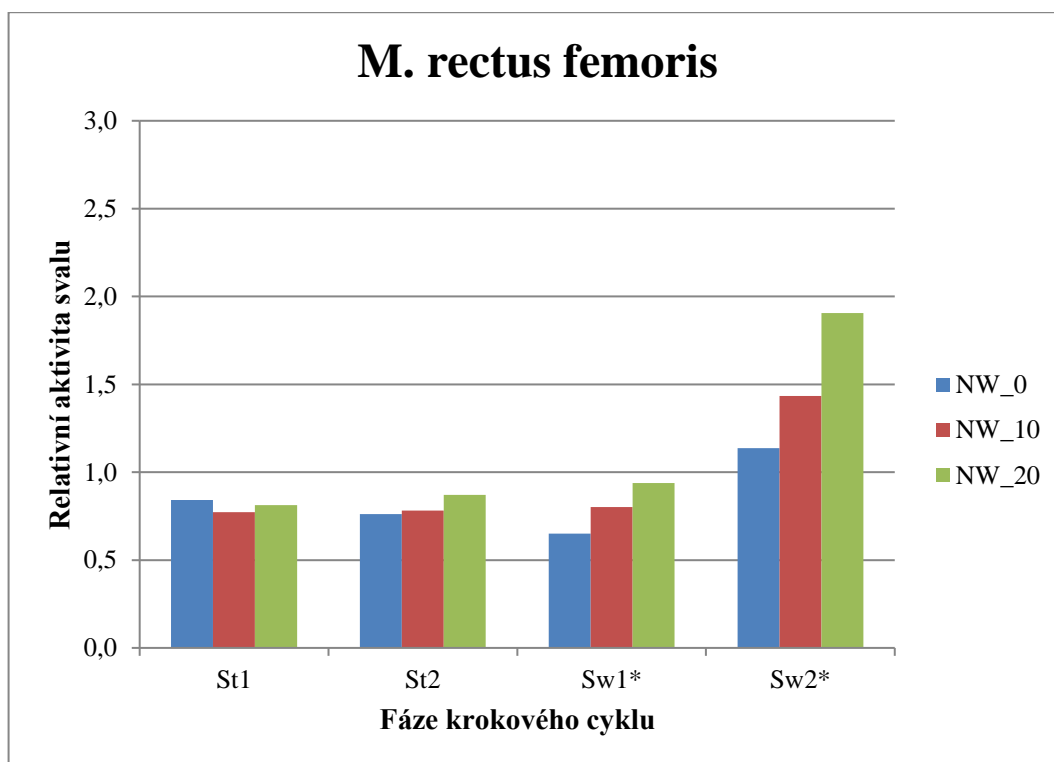


Obrázek 17 Svalová aktivita m.gluteus medius při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Přímý sval stehenní (m. rectus femoris)

Naše výsledky ukázaly významný vliv rychlosti na svalovou aktivitu m. rectus femoris při severské chůzi pouze ve švihové části krokového cyklu (Obrázek 18). V obou polovinách švihové fáze dochází k nárůstu aktivity svalu při zvyšující se rychlosti.

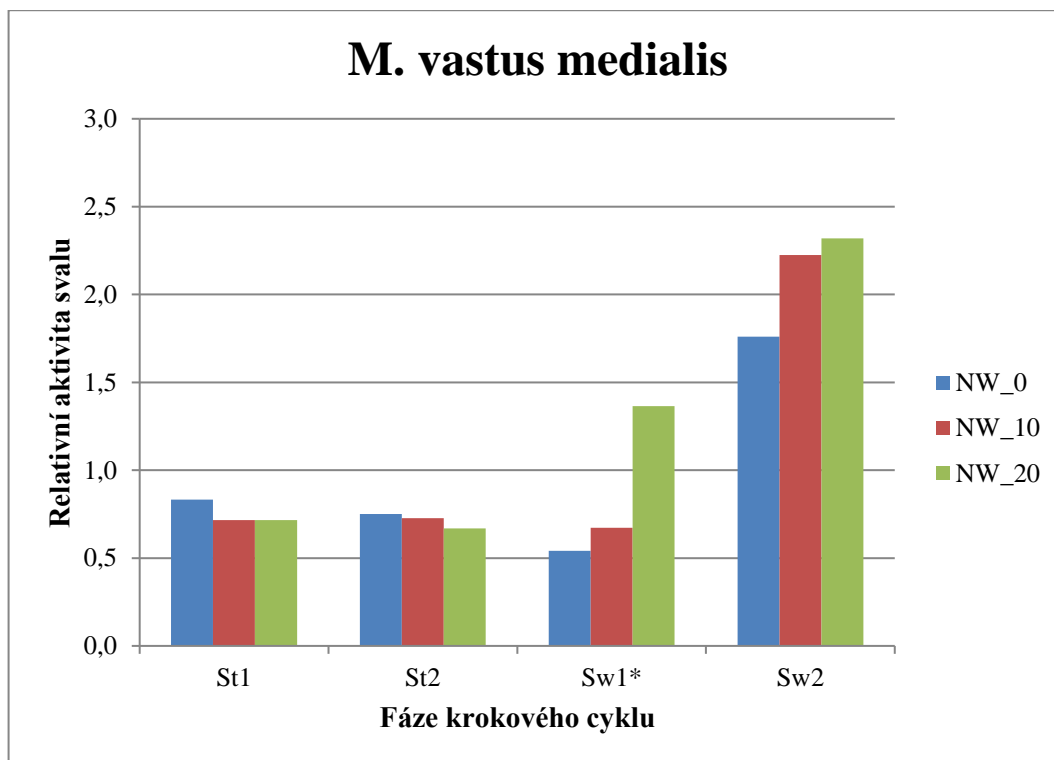


Obrázek 18 Svalová aktivita m. rectus femoris při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Střední široký sval (m. vastus medialis)

Aktivita m. vastus medialis byla při severské chůzi významně ovlivněna rychlostí chůze pouze v první polovině švihové fáze krokového cyklu (Obrázek 19). Aktivita svalu při zvyšující se rychlosti měla narůstající tendenci.

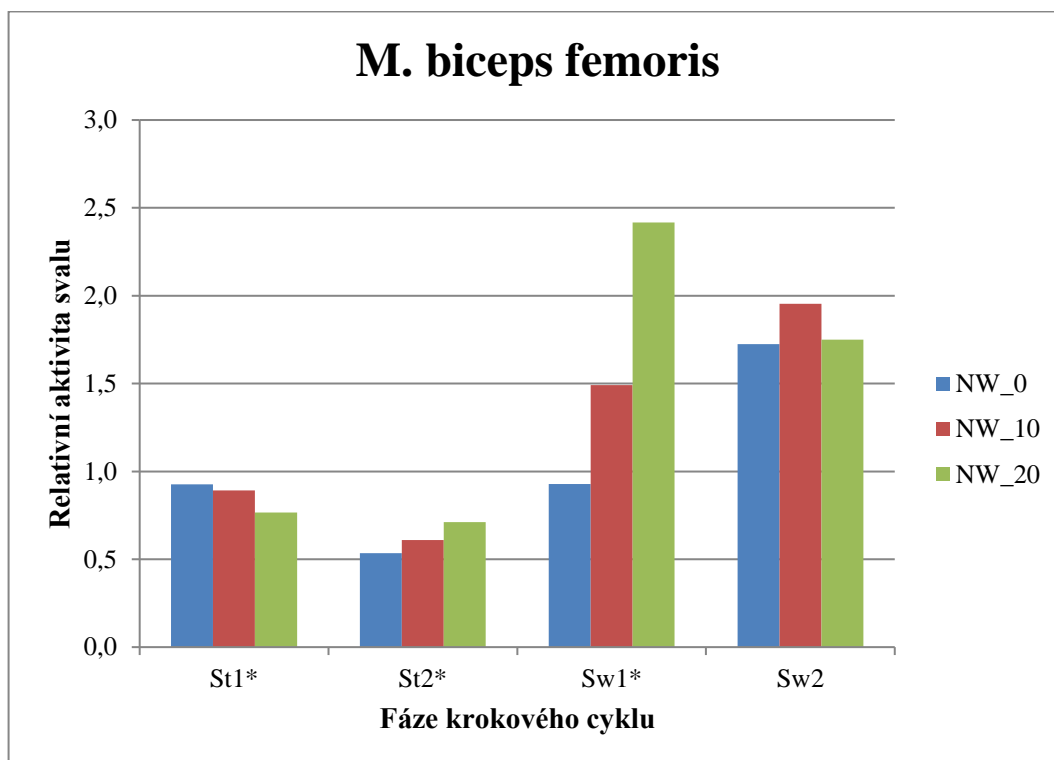


Obrázek 19 Svalová aktivita m. vastus medialis při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Dvojhlavý sval stehenní (m. biceps femoris)

U aktivity m. biceps femoris jsme našli významný efekt rychlosti severské chůze ve třech subfázích krokového cyklu (Obrázek 20). V první polovině stojné fáze má svalová aktivita se zvyšující se rychlostí klesající tendenci. Naopak při v druhé polovině stojné a první polovině švihové fáze aktivita svalu s rostoucí rychlostí narůstá.

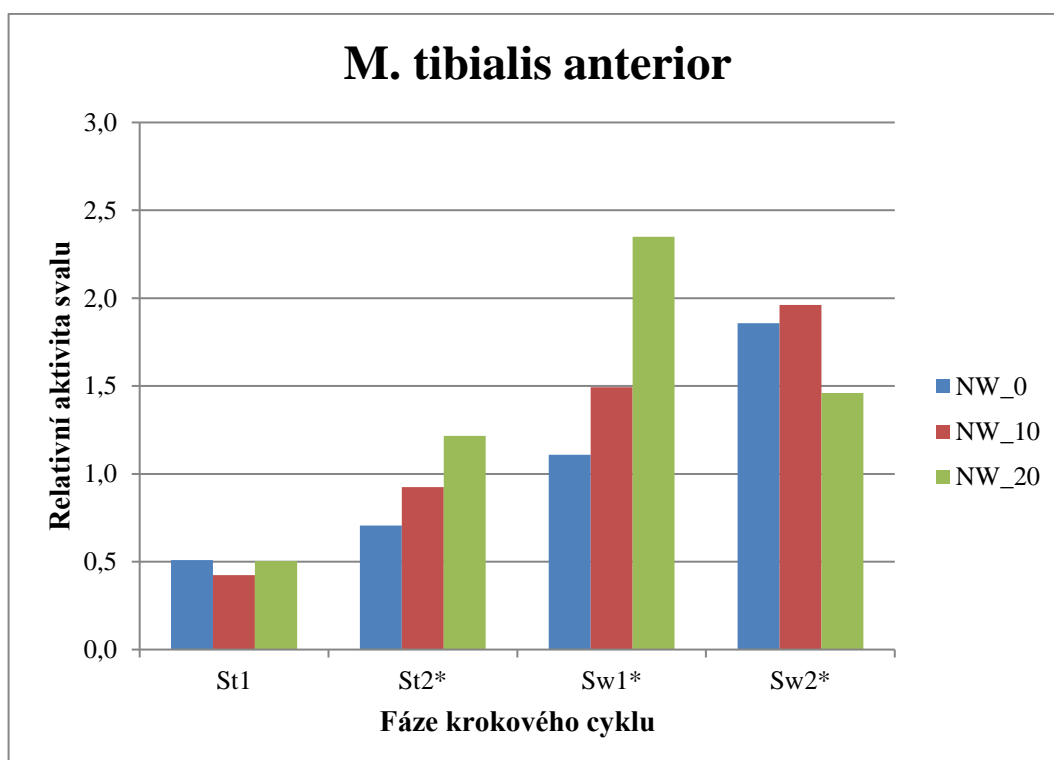


Obrázek 20 Svalová aktivita m. biceps femoris při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Přední sval holenní (m. tibialis anterior)

Jedinou subfází, kde rychlost chůze neovlivňuje významně svalovou aktivitu m. tibialis anterior je první polovina stojné fáze krokového cyklu. V ostatních subfázích krokového cyklu je efekt rychlosti chůze významný. V druhé polovině stojné a první polovině švihové fáze dochází k nárůstu aktivity svalu s narůstající rychlostí. V druhé polovině švihové fáze je při rychlosti zvýšené o 20 % nižší svalová aktivita než při prvních měřených rychlostech (Obrázek 21).

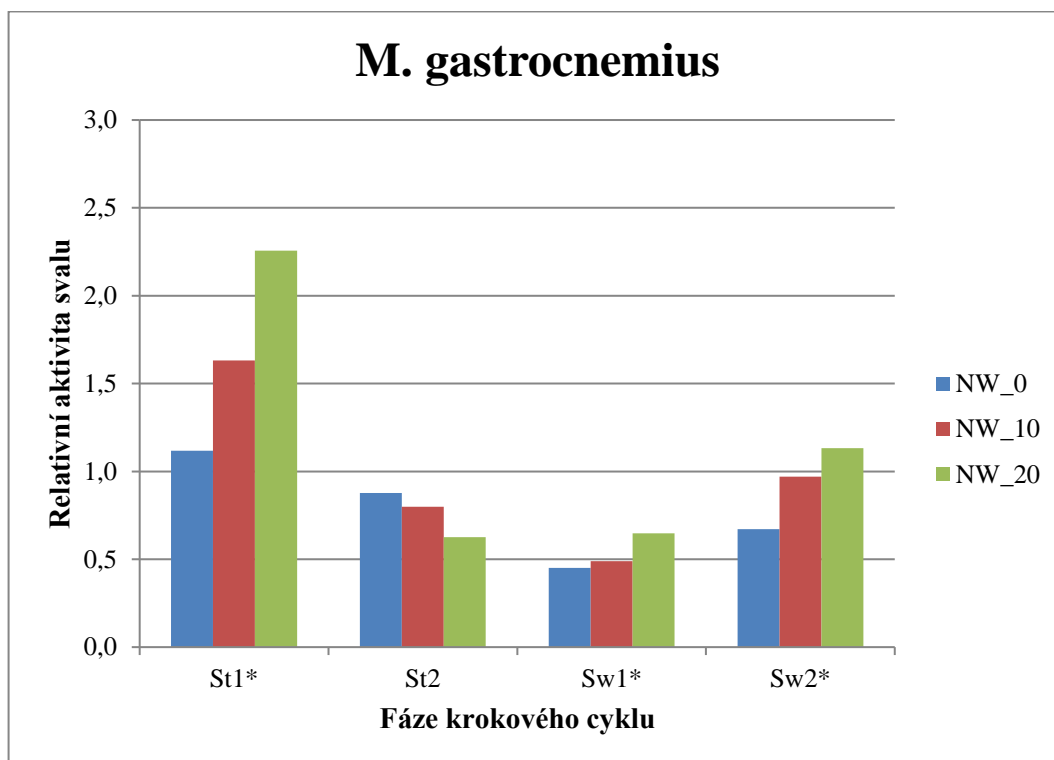


Obrázek 21 Svalová aktivita m. tibialis anterior při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Dvojhlavý lýtkový sval (*m. gastrocnemius*)

Všechny tři fáze krokového cyklu, ve kterých byl zjištěn významný efekt rychlosti při severské chůzi na aktivitu *m. gastrocnemius*, se vyznačují větší svalovou aktivitou při vyšších rychlostech chůze (Obrázek 22). Nejvyšší aktivitu svalu ve všech rychlostech, v porovnání s ostatními částmi krokového cyklu, jsme našli v první polovině stojné fáze.



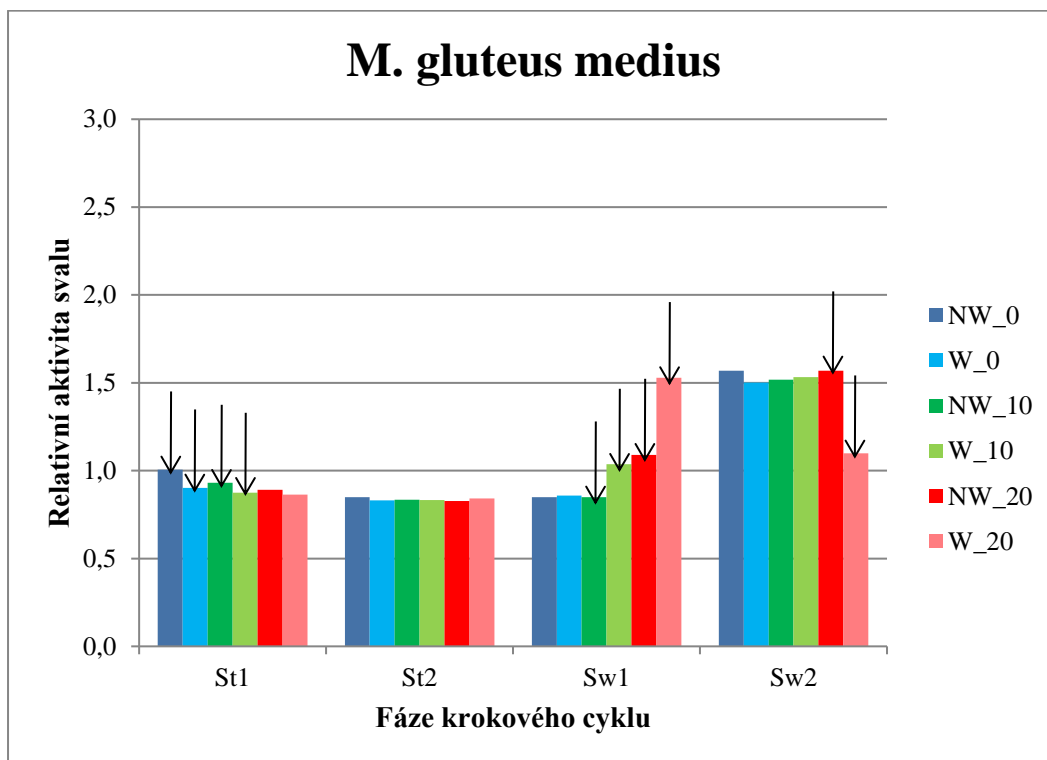
Obrázek 22 Svalová aktivita *m. gastrocnemius* při různých rychlostech chůze

*Vysvětlivky:** – statisticky významný efekt rychlosti, 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, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

5.3 Vliv severské chůze na svalovou aktivitu vybraných svalů při různé rychlosti

Střední sval hýžd'ový (m. gluteus medius)

Statisticky významný efekt rychlosti chůze na svalovou aktivitu m. gluteus medius byl zjištěn při přirozené rychlosti chůze v první polovině stojné fáze. Při rychlosti chůze zvýšené o 10 % v první polovině stojné i první polovině švihové fáze a při rychlosti chůze zvýšené o 20 % v obou částech švihové fáze krokového cyklu (Obrázek 23).

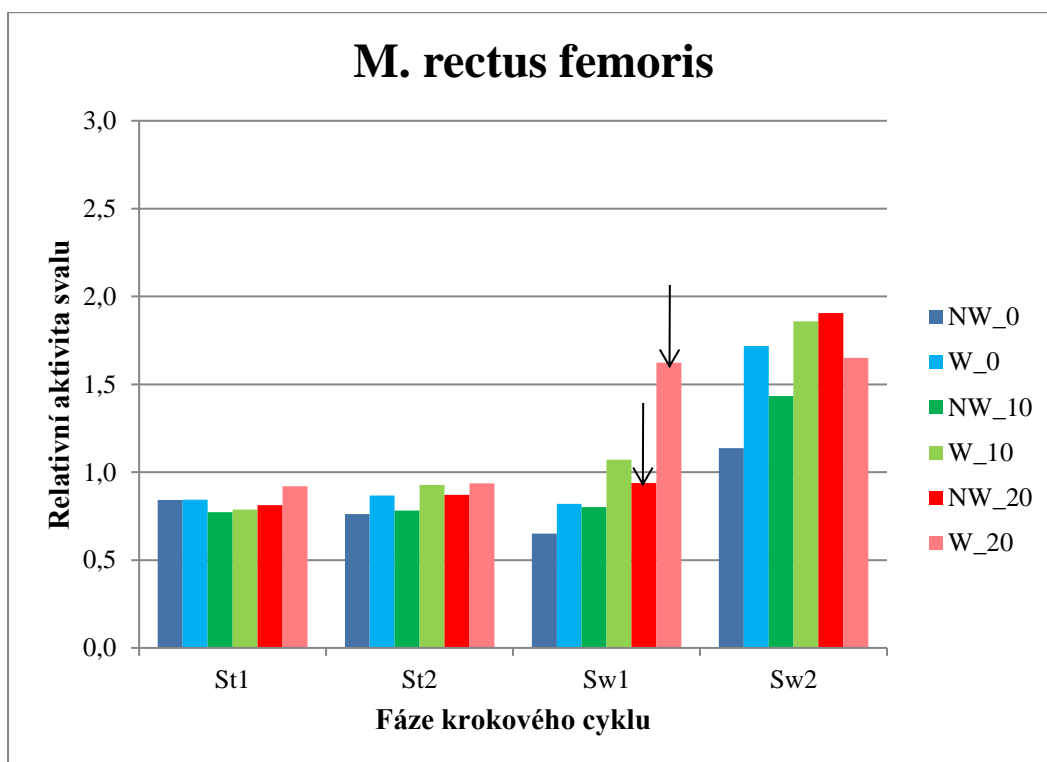


Obrázek 23 Porovnání svalové aktivity u m. gluteus medius při severské a běžné chůzi

Vysvětlivky: ↓ – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Přímý sval stehenní (m. rectus femoris)

Při měření svalové aktivity m. rectus femoris výsledky ukázaly pouze jeden statisticky významný efekt severské chůze při rychlosti zvýšené o 20 % v první polovině švihové fáze krokového cyklu (Obrázek 24).

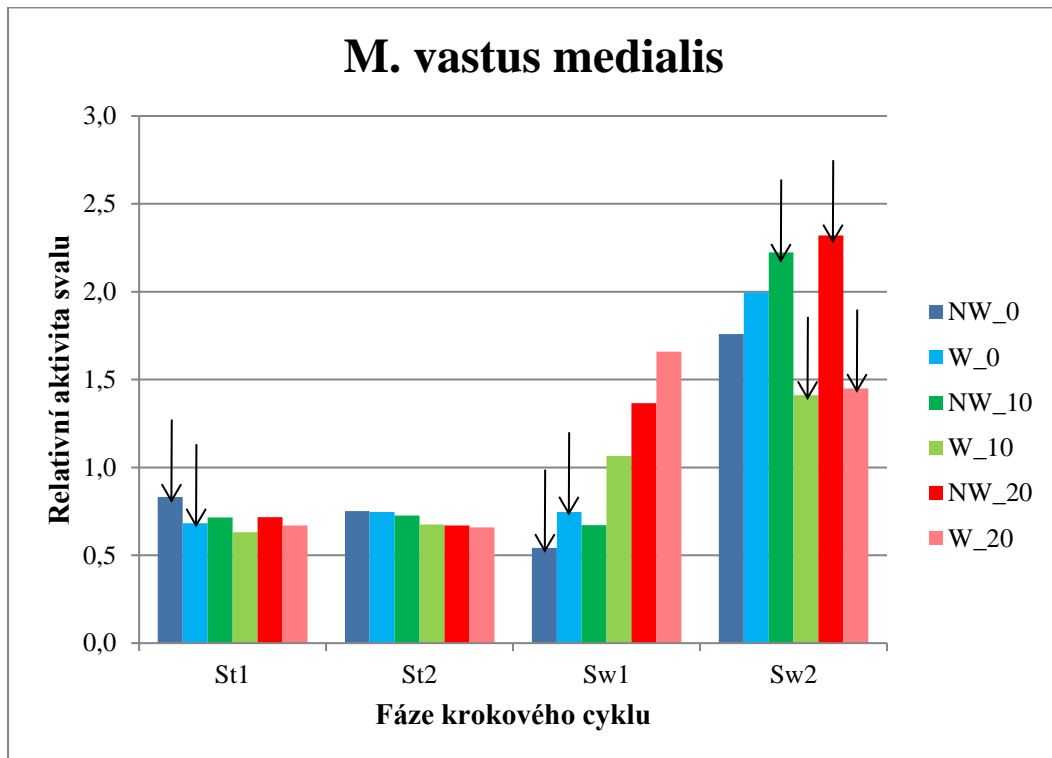


Obrázek 24 Porovnání svalové aktivity u m. rectus femoris při severské a běžné chůzi

Vysvětlivky: ↓ – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Střední široký sval (m. vastus medialis)

U aktivity m. vastus medialis jsme našli významný vliv severské chůze při chůzi přirozenou rychlostí v první polovině stojné i první polovině švihové fáze. Významný vliv severské chůze byl nalezen u rychlostí zvýšené o 10 % i rychlostí zvýšené o 20 % v druhé polovině švihové fáze krokového cyklu (Obrázek 25).

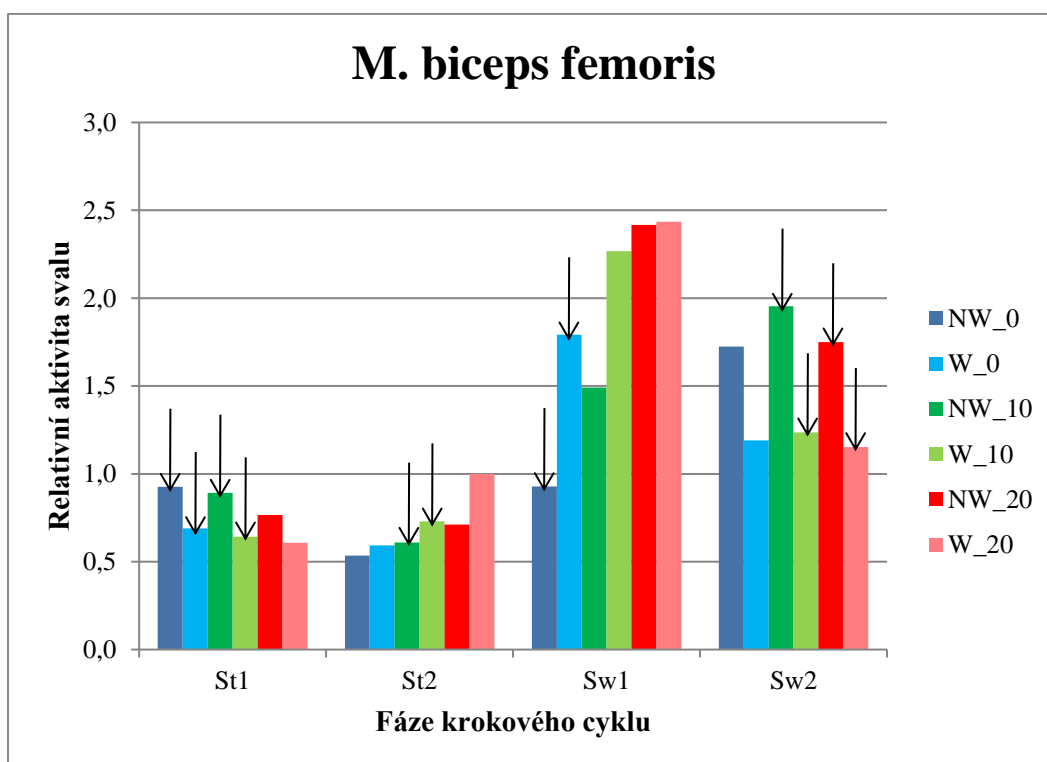


Obrázek 25 Porovnání svalové aktivity u m. vastus medialis při severské a běžné chůzi

Vysvětlivky: ↓ – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Dvojhlavý sval stehenní (m. biceps femoris)

Výsledky měření m. biceps femoris ukázaly statisticky významný efekt severské chůze při chůzi přirozenou rychlostí u první poloviny stojné a první poloviny švihové fáze krokového cyklu. Při zvýšené rychlosti o 10 % byl významný vliv m. biceps femoris zjištěn v druhé polovině stojné a druhé polovině švihové fáze krokového cyklu. Při rychlosti zvětšené o 20 % byl významný efekt severské chůze zjištěn v druhé polovině švihové fáze cyklu (Obrázek 26).

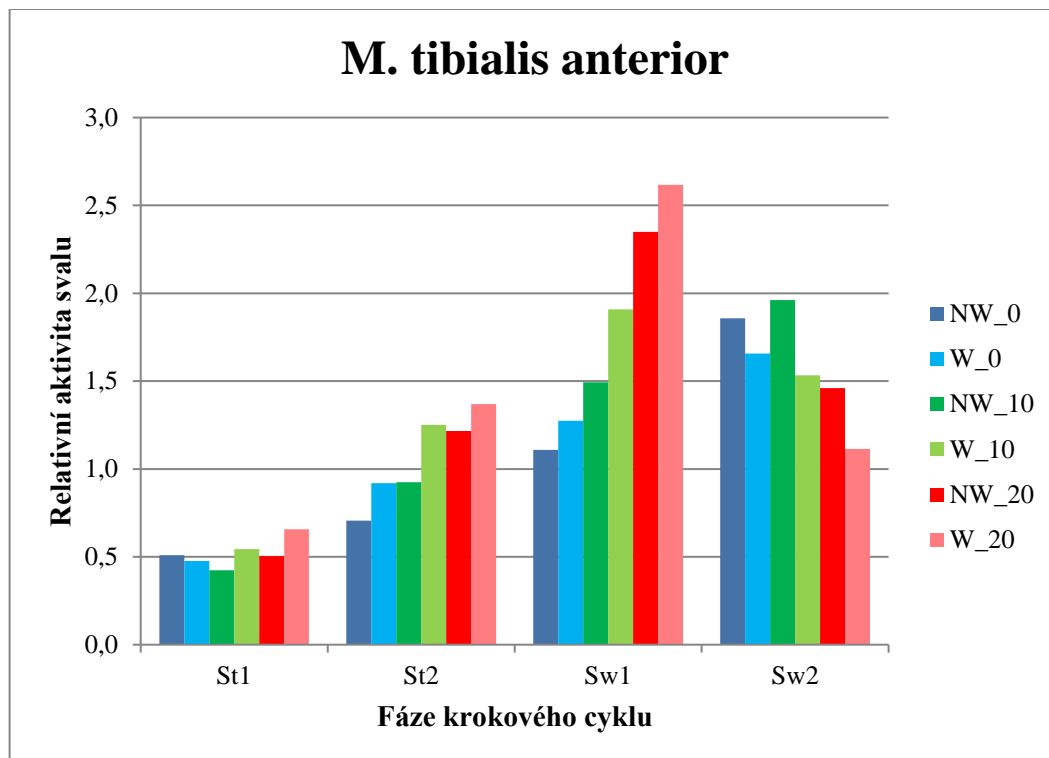


Obrázek 26 Porovnání svalové aktivity u m. biceps femoris při severské a běžné chůzi

Vysvětlivky: ↓ – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Přední sval holenní (m. tibialis anterior)

U aktivity m. tibialis anterior nám výsledky neukázaly žádný významný vliv severské chůze (Obrázek 27).

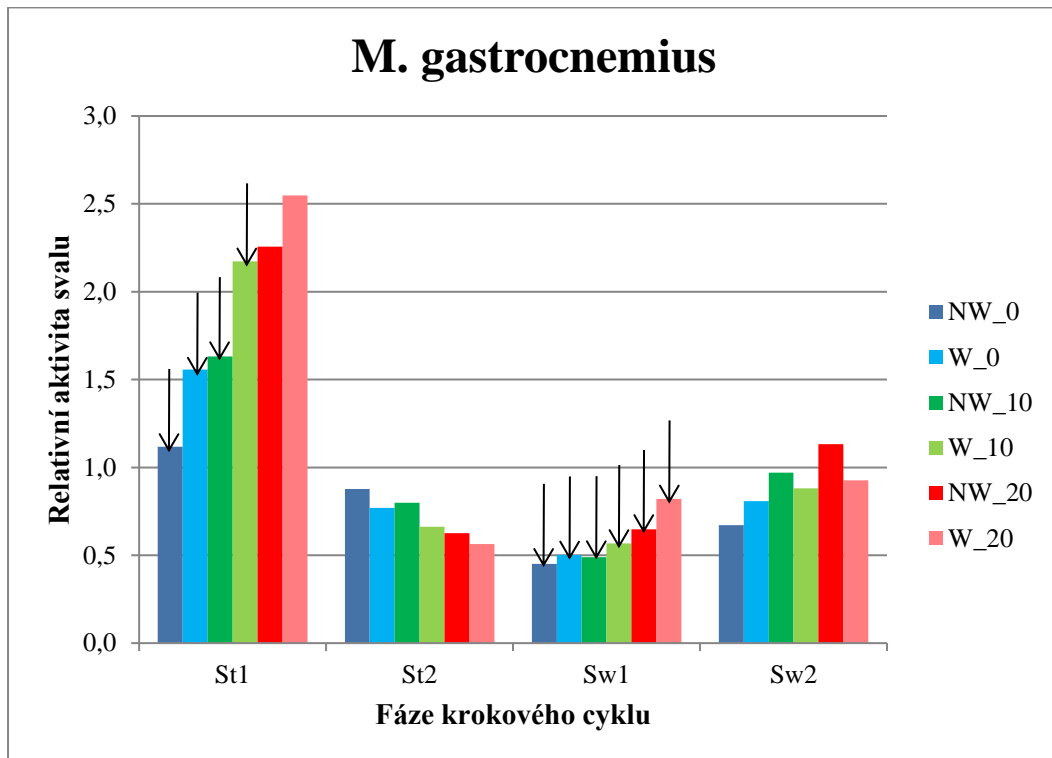


Obrázek 27 Porovnání svalové aktivity u m. tibialis anterior při severské a běžné chůzi

Vysvětlivky: ↓ – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Dvojhlavý lýtkový sval (*m. gastrocnemius*)

U *m. gastrocnemius* naše výsledky ukázaly významný vliv severské chůze v první polovině stojné fáze při chůzi přirozenou rychlostí i při chůzi rychlostí zvýšenou o 10 %. V první polovině švihové fáze krokového cyklu nám výsledky ukázaly statisticky významný efekt severské chůze ve všech třech měřených rychlostech (Obrázek 28).



Obrázek 28 Porovnání svalové aktivity u *m. gastrocnemius* při severské a běžné chůzi

Vysvětlivky: ↓ – statisticky významný efekt rychlosti, 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, W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

6 DISKUSE

Severská chůze je velmi populárním sportem s kořeny ve Skandinávii. Řadíme ji mezi volnočasové pohybové aktivity. Svě příznivce má po celém světě. V našich zemích k její oblibě přispěla řada vědeckých prací ale i ne odborných článků, které severskou chůzi velebí jako všestrannou aktivitu s blahodárným účinkem na lidské tělo. Celá řada výzkumů se v dnešní době věnuje metabolické podstatě severské chůze, tedy jejím vlivem na metabolismus lidského těla. Při této aktivitě, což je doloženo z výsledků vědeckých prací, dochází k většímu energetickému výdeji organismu díky výraznějšímu zapojení svalů horních končetin a trupu při manipulaci s holemi (Church, Conrad, & Morris, 2002, Schiffer et al., 2006). Prací zaměřených na svalovou aktivitu je relativně málo, což byl jeden z důvodů pro vytvoření této práce, která byla součástí komplexního výzkumu fyziologických a biomechanických aspektů severské chůze na Fakultě tělesné kultury UP v Olomouci.

6.1 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu při běžné chůzi

Z našeho měření vyplynulo, že u svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius je efekt rychlosti chůze významný ve všech fázích krokového cyklu. U m. tibialis anterior dochází ke zvyšování aktivity svalu vlivem rychlosti ve třech subfázích krokového cyklu, kdežto v poslední subfázi dochází k poklesu. Svalová aktivita m. gastrocnemius dosahuje v první polovině stejné fáze vysokých hodnot a vlivem rychlosti stoupá. V druhé polovině stejné fáze nám aktivita klesá a vlivem rychlosti má klesající tendenci. Aktivita svalu u zbylých dvou subfází vlivem rychlosti stoupá. U m. gluteus medius nacházíme statisticky významný efekt rychlosti ve třech subfázích krokového cyklu. V první polovině stejné fáze dochází vlivem rychlosti k nepatrnému poklesu aktivity. U švihové části krokového cyklu jsou výsledky nejasné. V první polovině nám aktivita svalu v závislosti na rychlosti roste. V druhé polovině švihové fáze krokového cyklu nacházíme rozdíl mezi rychlostí zvýšenou o 10 % a rychlostí zvýšenou o 20 %. Desetiprocentní navýšení rychlosti se projevilo v nepatrném nárůstu aktivity svalu, kdežto 20% zrychlení mělo za následek snížení svalové aktivity. Výsledky u svalů m. biceps femoris ukázaly statisticky významný efekt rychlosti u druhé poloviny stejné a první poloviny švihové fáze. Obě tyto subfáze mají vlivem rychlosti vyšší svalovou aktivitu. U zbylých dvou měřených svalů m. vastus medialis a m. rectus femoris byl statisticky významný efekt rychlosti nalezen pouze u jedné subfáze. U obou svalů se jednalo o zvýšení aktivity vlivem rychlosti v první polovině švihové fáze krokového cyklu.

6.2 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu při severské chůzi

U svalové aktivity m. tibialis anterior, m. gastrocnemius a m. biceps femoris se efekt rychlosti chůze ukázal jako významný ve třech subfázích krokového cyklu. Vyšší aktivita s rostoucí rychlostí byla zaznamenána u m. tibialis anterior v druhé polovině stojné a první polovině švihové fáze, kdežto v druhé polovině švihové fáze došlo při rychlosti zvýšené o 10 % k nepatrnému nárůstu oproti přirozené rychlosti a u rychlosti zvýšené o 20 % k poklesu aktivity. Škopek (2012) ve své studii konstatuje, že použití holí nemá vliv na aktivitu m. gastrocnemius, nám však za statisticky významný efekt rychlosti u tohoto svalu vyšly tyto výsledky. Sval má v první polovině stojné i švihové a druhé polovině švihové fáze krokového cyklu zvyšující se tendenci. Třetí sval s významným efektem ve třech subfázích je m. biceps femoris, jenž má v první polovině stojné fáze nižší aktivitu se zvyšující se rychlostí chůze. Zatímco v druhé polovině stojné a první polovině švihové fáze krokového cyklu je se zvyšující se rychlostí svalová aktivita vyšší.

Sval v oblasti pletence pánevního m. gluteus medius, který je obecně považován za sval zajišťující a vyrovnávající nestabilitu m. latissimus dorsi, zůstává při chůzi s holemi i bez nich téměř totožně zapojen (Škopek, 2012). M. gluteus medius i m. rectus femoris mají dle výsledků dvě statisticky významné fáze. U m. gluteus medius se jedná o první polovinu ať už je to stojná či švihová fáze krokového cyklu. Aktivita ve stojné polovině fáze má klesající trend. U švihové subfáze se zvyšuje aktivita svalu až při rychlosti zvýšené o 20 %. Svalem, u kterého měření vykazovalo statisticky významný efekt rychlosti, byl m. vastus medialis v první polovině švihové fáze, jenž měl zvyšující se tendenci.

6.3 Porovnání svalové aktivity při severské a běžné chůzi

Rozdíly ve svalové aktivitě při porovnání severské a běžné chůze při přirozené rychlosti chůze byly pozorovány u m. gastrocnemius, m. biceps femoris, m. vastus medialis a m. gluteus medius. Významné rozdíly však nebyly nalezeny v průběhu celého krokového cyklu, nýbrž v jeho určitých subfázích. U m. gastrocnemius, m. biceps femoris, m. vastus medialis byl statisticky významný rozdíl aktivity zaznamenán v první polovině stojné a první polovině švihové fáze krokového cyklu.

Aktivita m. gastrocnemius při severské chůzi v první polovině stojné i první polovině švihové fáze krokového cyklu je nižší oproti aktivitě při běžné chůzi. Vliv holí u m. biceps femoris je v první polovině švihové fáze stejný jako u předešlého svalu, ale v první polovině stojné fáze dochází vlivem holí k většímu zapojení svalu oproti běžné chůzi. U m. vastus medialis byly zjištěny podobné rozdíly jako u m. biceps femoris. Výsledky

ukázaly u m. gluteus medius statisticky významný rozdíl pouze v první polovině stojné fáze, kde vlivem holí dochází k většímu zapojení svalu oproti chůzi bez holí.

U rychlosti zvýšené o 10 % nám výsledky ukázaly na statisticky významné rozdíly opět jenom u 4 z 6 měřených svalů. U m. biceps femoris statisticky významné rozdíly nacházíme v první polovině stojné fáze, kde severská chůze má za následek vyšší aktivitu svalu, i v druhé polovině stojné fáze, ve které naopak aktivita při severské chůzi je nižší než u běžné chůze. V druhé polovině švihové fáze s holemi dochází k vyššímu zapojení svalu. U dvou snímaných svalů výsledky prokázaly významný efekt severské chůze v prvních polovinách jak stojné, tak i švihové fáze. Ve srovnání s běžnou chůzí má m. gastrocnemius nižší aktivitu při severské chůzi a m. gluteus medius naopak vyšší aktivitu při severské chůzi v první polovině stojné fáze. V druhé polovině švihové fáze krokového cyklu u m. vastus medialis byl pozorován statisticky významný rozdíl. Aktivita tohoto svalu je při severské chůzi významně vyšší.

Výsledky z měření při rychlosti zvýšené o 20 % ukazují významné rozdíly ve svalové aktivitě při severské a běžné chůzi u více svalů. U m. gluteus medius jsme našli statisticky významné zvýšení svalové aktivity při severské chůzi ve švihové části kroku. V první polovině švihové fázi je při severské chůzi v porovnání s běžnou chůzí svalová aktivita nižší, kdežto v druhé polovině švihové vyšší. U m. gastrocnemius a m. rectus femoris nám měření ukázalo statisticky významný rozdíl mezi severskou a běžnou chůzí v první polovině švihové fáze a dochází ke snížení svalové aktivity při severské chůzi. Aktivita m. biceps femoris a m. vastus medialis ukázala statisticky významný rozdíl v druhé polovině švihové fáze krokového cyklu. Ukázalo se, že aktivita při rychlosti severské chůze zvýšené o 20 %, má za následek vyšší svalovou aktivitu těchto dvou fází v porovnání s chůzí bez holí. Kračmar et al. (2011) upozorňuje na signifikantně zvýšenou aktivitu m. latissimus dorsi a uvádí, že částečně přebírá stabilizační funkci pletence pánevního. Dochází k odlehčení a jeho snížené aktivitě, která může mít za následek, převážně u seniorů při chůzi s holemi po rovině, ochabnutí gluteálních svalů.

7 ZÁVĚRY

Práce byla zaměřena na zhodnocení svalové aktivity svalů dolních končetin při severské a běžné chůzi. Dílčí cíle byly stanoveny jako porovnání svalové aktivity při severské a běžné chůzi, analýza vlivu rychlosti na svalovou aktivitu při běžné i severské chůzi.

Významné zvýšení svalové aktivity vlivem rychlosti při běžné chůzi jsme našli v:

M. tibialis anterior

- první polovině stojné fáze,
- druhé polovině stojné fáze,
- první polovině švihové fáze.

M. gastrocnemius

- první polovině stojné fáze,
- první polovině švihové fáze,
- druhé polovině švihové fáze.

M. biceps femoris

- druhé polovině stojné fáze,
- první polovině švihové fáze.

M. gluteus medius

- první polovině švihové fáze,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 10 %.

M. vastus medialis

- první polovině švihové fáze.

M. rectus femoris

- první polovině švihové fáze.

Významné snížení svalové aktivity vlivem rychlosti při běžné chůzi jsme objevili v:

M. tibialis anterior

- druhé polovině švihové fáze.

M. gastrocnemius

- druhé polovině stojné fáze.

M. gluteus medius

- první polovině stojné fáze,

- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

Zvýšení aktivity svalů vlivem rychlosti při běžné chůzi se děje u všech vybraných svalů, alespoň v některých jejich subfázích. Vlivem rychlosti také dochází ke snižování aktivity svalů a to především u m. tibialis anterior, m. gastrocnemius a m. gluteus medius.

Významné zvýšení svalové aktivity vlivem rychlosti při severské chůzi jsme objevili v:

M. tibialis anterior

- druhé polovině stojné fáze,
- první polovině švihové fáze,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 10 %.

M. gastrocnemius

- první polovině stojné fáze,
- první polovině švihové fáze,
- druhé polovině švihové fáze.

M. biceps femoris

- druhé polovině stojné fáze,
- první polovině švihové fáze.

M. gluteus medius

- první polovině švihové fáze.

M. vastus medialis

- první polovině švihové fáze.

M. rectus femoris

- první polovině švihové fáze,
- druhé polovině švihové fáze.

Významné snížení svalové aktivity vlivem rychlosti při severské chůzi jsme objevili v:

M. tibialis anterior

- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

M. biceps femoris

- první polovině stojné fáze.

M. gluteus medius

- první polovině stojné fáze.

Zvýšení aktivity svalů vlivem rychlosti při severské chůzi dochází u všech vybraných svalů, alespoň v některých jejich subfázích. Vlivem rychlosti se snižuje aktivita svalů a to především u m. tibialis anterior, m. biceps femoris a m. gluteus medius. U m. gluteus medius si sníženou aktivitu vysvětlujeme větším zapojením svalů pletence ramenního, především m. latissimus dorsi, který částečně přebírá při použití holí jeho stabilizační funkci.

Významné zvýšení aktivity svalů při severské chůzi různou rychlostí v porovnání s běžnou chůzí jsme objevili v:

M. biceps femoris

- první polovině stojné fáze při přirozené rychlosti severské chůze,
- první polovině stojné fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

M. gluteus medius

- první polovině stojné fáze při přirozené rychlosti severské chůze,
- první polovině stojné fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

M. vastus medialis

- první polovině stojné fáze při přirozené rychlosti severské chůze,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- druhé polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

Významné snížení aktivity svalů při severské chůzi různou rychlostí v porovnání s běžnou chůzí jsme objevili v:

M. gastrocnemius

- první polovině stojné fáze při přirozené rychlosti severské chůze,
- první polovině švihové fáze při přirozené rychlosti severské chůze,
- první polovině stojné fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- první polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- první polovině stojné fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

M. biceps femoris

- první polovině švihové fáze při přirozené rychlosti severské chůze,

- druhé polovině stojné fáze při rychlosti zvýšené o 10 %.

M. gluteus medius

- první polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 10 %,
- první polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

M. vastus medialis

- první polovině švihové fáze při přirozené rychlosti severské chůze.

M. rectus femoris

- první polovině švihové fáze při rychlosti zvýšené o 20 %.

Snižování aktivity svalů při severské chůzi je viditelná u m. gastrocnemius, m. biceps femoris, m. gluteus medius, m. vastus medialis, m. rectus femoris v porovnání s běžnou chůzí. Použití holí nemá žádný prokazatelný vliv na aktivitu m. tibialis anterior.

8 SOUHRN

Severská chůze je v současné době jedna z rychle se rozšiřujících pohybových aktivit založená na přirozeném pohybu s významným zapojením svalů horních končetin a trupu. Je jednou z moderních modifikací chůze využívající v pohybu speciálně upravené hole. Patří mezi oblíbené pohybové aktivity. Často se zařazuje do různých fitness programů, volnočasových aktivit či rehabilitačních procesů. Lze ji doporučit v téměř každé věkové kategorii. Vhodná je pro seniory, obézní, méně trénované či se sportem začínající osoby. Pro fyzicky aktivní jedince, může být vnímána jako vhodný prostředek zlepšování fyzické kondice. Studie udávají výhodu severské chůze v napřimení osy těla, odlehčení dolních končetin aktivním začleněním horních končetin, zlepšení funkce kardiovaskulárního a pulmonálního systému, zlepšení psychického stavu za pomoci vyplavování endorfinu, či zvýšení energetického výdeje v porovnání s běžnou chůzí, což přispívá ke snížení obezity. Tyto podmínky budou funkční v případě pravidelnosti, tedy alespoň třicet minut minimálně třikrát týdně.

Hlavním cílem práce bylo zhodnocení svalové aktivity při severské chůzi. Dílčí cíle byly zaměřeny na porovnání svalové aktivity při severské a běžné chůzi, analýzu vlivu rychlosti na svalovou aktivitu při běžné i severské chůzi. Pomocí systému Trigno Wireless byla snímána svalová aktivita z povrchových elektrod. Testovanou skupinou byli muži s průměrným věkem 22,8 let, průměrnou výškou 180 cm a průměrnou hmotností 75,0 kg. Probandi se zúčastnili dvouhodinové lekce severské chůze, prováděné v areálu FTK UP a jejím blízkém okolí, pod vedením zkušeného instruktora. Před laboratorním měřením byla vypočítána přirozená rychlost chůze s holemi i bez nich. Samotné měření bylo provedeno za standardních laboratorních podmínek (teplota 20 – 24°C, relativní vlhkost vzduchu 40 – 60 %) na běžeckém ergometru. Zde byly probandům na tělo upevněny elektrody snímající na obou končetinách aktivitu musculus tibialis anterior, musculus gastrocnemius, musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis, musculus rectus femoris. Měření svalové aktivity bylo uskutečněno u běžné i severské chůze.

Výsledky práce poukázaly na tendenci zvýšení svalové aktivity při severské chůzi ve srovnání s běžnou chůzí zejména u musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis. Dále vyplynulo významné snížení aktivity svalů taktéž ve srovnání severské chůze s běžnou chůzí u musculus gastrocnemius, musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis, musculus rectus femoris.

U musculus tibialis anterior jsme nenašli statisticky významné vlivy aktivity svalu při severské chůzi při jakékoli měřené rychlosti.

9 SUMMARY

Nordic Walking is currently one of the rapidly expanding movement activities based on natural movement with significant involvement of upper limb and torso muscles. It's one of the modern modifications of walking using specially modified sticks in motion. It's a popular exercise activity. It's included in various fitness programs very often, leisure activities or rehabilitation processes. It can be recommended in almost every age category. It is suitable for the elderly, obese, less trained or with a sport of starting person. For physically active individuals, it can be perceived as a suitable means of improving physical fitness. Studies show the advantage of Nordic walking in the alignment of the body axis, relieving the lower limbs by actively incorporating the upper limbs, improving the function of the cardiovascular and pulmonary system, improving the mental state with endorphin leaching, or increasing energy expenditure compared to normal walking, which helps reduce obesity. These conditions will work in the case of regularity, at least thirty minutes at least three times a week.

The main goal of the work was to evaluate muscular activity during Nordic walking. Partial goals were focused on comparing muscular activity in Nordic and normal walking, analysis of the effect of speed on muscular activity in both normal and Nordic walking. With Trigno Wireless, the muscular activity from surface electrodes was sensed. The test group was men with an average age of 22.8 years, an average height of 5 feet and 9 inches and an average weight of 165 pounds. Probandi took part in a 2-hour Nordic Walking lesson, conducted at the FTK UP and the nearby area, under the guidance of an experienced instructor. Before the lab measurement, the natural walking speed with or without the sticks was calculated. The measurement itself was carried out under standard laboratory conditions (temperature 20 – 24°C, relative humidity 40-60%) on a running ergometer. Here, probes were fastened to the body by electrodes sensing on both limbs the activity of musculus tibialis anterior, musculus gastrocnemius, musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis, musculus rectus femoris. Measurement of muscle activity was performed in both normal and Nordic walking.

The results of the work showed a tendency for increased muscular activity during Nordic walking compared to normal walking especially in the muscles of biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis. In addition, there was a significant decrease in muscle activity as well as Nordic walking with normal walking in musculus gastrocnemius, musculus biceps femoris, musculus gluteus medius, musculus vastus medialis, musculus rectus femoris. For musculus tibialis previously, we did not find

statistically significant effects of muscle activity at Nordic walking at any measured velocity.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous 1. (2017). Vznik Nordic Walkingu. *Nordic Walking pro radost*. Retrieved 20. 4. 2017 on the World Wide Web: <http://www.nwproradost.cz/o-nordic-walkingu/historie/>
- Anonymous 2. (2017). Jaké zvolit vybavení. *Nordic Walking pro radost*. Retrieved 20. 4. 2017 on the World Wide Web: <http://www.nwproradost.cz/o-nordic-walkingu/jake-zvolit-vybaveni/>
- Bačáková, R., Tlašková, P., & Kračmar, B. (2008). Nordic walking jako postrehabilitační pohybový režim. *Studia Kinanthropologica*, 9(1), 53-58.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. H. (1996). *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. London.
- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), 1750-1762.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- Dimon, Jr., T. (2017). *Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. Praha: Euromedia.
- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Dungl, P. a kolektiv. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Dýrová, J., Lepková H. a kolektiv. (2008). *Kardiofitness: vytrvalostní aktivity v každém věku*. Praha: Grada Publishing.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. (2nd ed.). Champaign, LS: Human Kinetics.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign, III: Human Kinetics.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. (1st ed.). Oxford: Mac Keith Press.
- Giannini, S., et al. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.
- Gross, J. M., Fetto, J., Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Překlad 2. anglického vydání. Praha: Triton.

- Hagen, M., Hennig, E. M., & Stieldorf, P. (2011). Lower and Upper Extremity Loading in Nordic Walking in Comparison with Walking and Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(1), 22-31.
- Hajn, V. (2003). *Antropologie I*. 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 & Science in Sports*, 18(4), 436-441.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2007). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Chlemař, M., & Rozman, J. (1982). *Lékařská přístrojová technika*. Praha: SNTL Nakladatelství.
- Chmelař, M. (1995). *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM.
- 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.
- Jandová, D., & Morávek, O. (2011). Změny v pohybovém systému po Nordic Walking. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 18(2), 47-49.
- Jebavý, R., Hojka, V., Kaplan, A. (2014). *Rozcvičení ve sportu*. Praha: Grada.
- Jelínek, J., & Zicháček, V. (2003). *Biologie pro gymnázia (teoretická a praktická část)*. 6 vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh; London; New York: Elsevier.
- Knobloch, K., Vogt, P. M. (2006). Nordic Walking Verletzungen – Der Nordic-Walking-Daumen als neue Verletzungsentität. *Sportverletzung Sportschaden*, 20(3), 137-142.
- Kocour, P., & Wilk, M. (2006). Nordic walking – a new form of exercise in rehabilitation. *Medical rehabilitation*, 10(2), 1-8.
- Kolář, P., et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén.
- Kovařovic, K., Karda, M., & Holeček, J. (2011). *Severské fitness: nordic walking: dynamická sportovní chůze s hůlkami*. Praha: Olympia.
- 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.

- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement* (2nd ed.). Champaign, III: Human Kinetics.
- Lehnert, M., Botek, M., Sigmund, M., Smékal, D., Šťastný, P., Malý, T., et. al. (2014). *Kondiční trénink*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Mommertová-Jauchová, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Nakladatelství Plot.
- Morgulecz-Adamovicz, N., Marszałek, J. & Jagustyn, P. (2011). Nordic Walking – a new form of adapted physical activity (a literature review). *Human Movement*, 12(2), 124-132.
- Perič, T., & Dovalil, J. (2010). *Sportovní trénink*. Praha: Grada Publishing.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated.
- Přidalová, M., & Riegerová, J. (2008). *Funkční anatomie I*. Olomouc: Nakladatelství Hanex.
- Psotta, R., Bunc, V., Mahrová, A., Netscher, J., & Nováková H. (2006). *Fotbal – kondiční trénink*. Praha: Grada Publishing.
- Ramík, K., (2010). *Strečink: Jednoduché protažení před a po zátěži*. Praha: Grada.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 8(4), 173-177.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking*. (3rd ed.). Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sedliak, M., & Pavelka, B. (2003). Nordic walking – kondičná chôdza. *Telesná výchova a šport*, 13(2), 12-15.
- Schiffer, T., Knicker, A., Dannöhl, R., & Strüder, H. K. (2009). Energy Cost and Pole Forces during Nordic Walking under Different Surface Conditions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 663-668.
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., & Strüder, H. K. (2006). Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *European Journal of Applied Physiology*, 98(1), 56-61.
- Schmidt, M. R., Winski, N., & Helmkamp, A. (2010). *Nordic fitness – Severské sporty pro léto i zimu*. Český Těšín: Vašut.

- Schwanbeck, K. (2012). *The ultimate nordic pole walking book*. 2. vyd. UK: Meyer & Meyer Sport.
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. 6. vydání, zcela rozšířené a přepracované. Praha: Grada Publishing.
- Sovová E., Zapletalová B., Cipryanová H., Stejskal P., & Lukl J. (2007) Nordic Walking jako pohybová aktivita vhodná pro rehabilitaci kardiaků [online]. In *XVI. lázeňské kardiiovaskulární dny v Konstantinových lázních*. [cit. 20. 4. 2017]. Dostupné z: <http://www.kardio-cz.cz/data/clanek/397/dokumenty/92-kl-sbornik-abstrakt-110107-1.pdf>
- Stejskal, P., & Vystrčil, M. (2005). Severská chůze a její využití v tělovýchovném lékařství. *Medicina Sportiva Bohemica Slavatica*, 14,(4), 158-165.
- Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., & Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during Nordic Walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), 351-359.
- Svensson, M. (2009). *Nordic Walking*. USA: 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, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Vácha, M., Fellnerová, I., Bičík, V., Petrásek, R., & Šimek, V. (2010). *Srovnávací fyziologie živočichů*. Brno: Masarykova univerzita.
- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia*. 35(2), 78-83.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže: odborný časopis pro učitele, trenéry a cvičitele*, 73(5), 2-8.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis: an introduction*. (2nd ed.) Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

- Willson, J., Torry, M. R., Decker, M. J., Kernozek, T., & Steadman, J. R. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(1), 142-147.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken, N.J.: John Wiley and Sons.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu vybraných svalů při běžné chůzi

Sval	Rychlost chůze	Fáze krokového cyklu				p			
		St1	St2	Sw1	Sw2	St1	St2	Sw1	Sw2
Tib Ant	W_0	0,477	0,920	1,275	1,656				
	W_10	0,543	1,251	1,908	1,533	0,000	0,000	0,000	0,003
	W_20	0,658	1,370	2,618	1,114				
Gast	W_0	1,557	0,770	0,501	0,807				
	W_10	2,172	0,663	0,567	0,882	0,000	0,006	0,000	0,006
	W_20	2,547	0,564	0,822	0,927				
Bic Fem	W_0	0,690	0,593	1,793	1,191				
	W_10	0,643	0,730	2,268	1,235	0,186	0,000	0,000	0,293
	W_20	0,608	1,000	2,435	1,151				
Glu Med	W_0	0,902	0,831	0,859	1,501				
	W_10	0,875	0,833	1,036	1,532	0,001	0,048	0,000	0,000
	W_20	0,864	0,841	1,529	1,099				
Vas Med	W_0	0,683	0,746	0,746	1,996				
	W_10	0,632	0,675	1,064	1,411	0,032	0,244	0,000	0,028
	W_20	0,669	0,658	1,659	1,449				
Rec Fem	W_0	0,843	0,868	0,820	1,718				
	W_10	0,787	0,927	1,072	1,859	0,016	0,385	0,000	0,422
	W_20	0,920	0,936	1,624	1,650				

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, Tib Ant – musculus tibialis anterior, Gast – m. gastrocnemius, Bic Fem – m. biceps femoris, Glu Med – m. gluteus medius, Vas Med – m. vastus medialis, Rec Fem – m. rectus femoris, p – hladina statistické významnosti (červené označení – statisticky významný rozdíl $\alpha = 0,01$), W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Příloha 2 Vliv rychlosti na svalovou aktivitu vybraných svalů při severské chůzi

Sval	Rychlost severské chůze	Fáze krokového cyklu				p			
		St1	St2	Sw1	Sw2	St1	St2	Sw1	Sw2
Tib Ant	NW_0	0,510	0,707	1,108	1,857	0,483	0,000	0,000	0,002
	NW_10	0,424	0,925	1,493	1,961				
	NW_20	0,504	1,216	2,349	1,461				
Gast	NW_0	1,117	0,876	0,451	0,672	0,000	0,036	0,000	0,000
	NW_10	1,632	0,800	0,489	0,971				
	NW_20	2,256	0,626	0,649	1,133				
Bic Fem	NW_0	0,927	0,535	0,929	1,725	0,002	0,000	0,000	0,873
	NW_10	0,892	0,610	1,491	1,954				
	NW_20	0,767	0,712	2,417	1,750				
Glu Med	NW_0	1,006	0,849	0,850	1,570	0,000	0,108	0,000	0,664
	NW_10	0,930	0,834	0,850	1,517				
	NW_20	0,890	0,826	1,089	1,568				
Vas Med	NW_0	0,832	0,751	0,542	1,760	0,186	0,956	0,000	0,032
	NW_10	0,716	0,726	0,672	2,224				
	NW_20	0,717	0,669	1,365	2,320				
Rec Fem	NW_0	0,841	0,761	0,651	1,137	0,422	0,106	0,000	0,000
	NW_10	0,773	0,781	0,802	1,434				
	NW_20	0,813	0,871	0,939	1,905				

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, Tib Ant – musculus tibialis anterior, Gast – m. gastrocnemius, Bic Fem – m. biceps femoris, Glu Med – m. gluteus medius, Vas Med – m. vastus medialis, Rec Fem – m. rectus femoris, p – hladina statistické významnosti (červené označení – statisticky významný rozdíl $\alpha = 0,01$), NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.

Příloha 3 Vliv holí na svalovou aktivitu vybraných svalů při různé rychlosti

Sval	Rychlost	St1	St2	Sw1	Sw2	St1	St2	Sw1	Sw2
Tib Ant	NW_0	0,510	0,707	1,108	1,857	0,189	0,223	0,277	0,082
	W_0	0,477	0,920	1,275	1,656				
Gast	NW_0	1,117	0,876	0,451	0,672	0,006	0,022	0,004	0,527
	W_0	1,557	0,770	0,501	0,807				
Bic Fem	NW_0	0,927	0,535	0,929	1,725	0,001	0,445	0,001	0,011
	W_0	0,690	0,593	1,793	1,191				
Glu Med	NW_0	1,006	0,849	0,850	1,570	0,001	0,158	0,067	0,858
	W_0	0,902	0,831	0,859	1,501				
Vas Med	NW_0	0,832	0,751	0,542	1,760	0,006	0,884	0,005	0,548
	W_0	0,683	0,746	0,746	1,996				
Rec Fem	NW_0	0,841	0,761	0,651	1,137	0,158	0,123	0,014	0,095
	W_0	0,843	0,868	0,820	1,718				
Tib Ant	NW_10	0,424	0,925	1,493	1,961	0,426	0,058	0,082	0,062
	W_10	0,543	1,251	1,908	1,533				
Gast	NW_10	1,632	0,800	0,489	0,971	0,005	0,036	0,009	0,709
	W_10	2,172	0,663	0,567	0,882				
Bic Fem	NW_10	0,892	0,610	1,491	1,954	0,004	0,007	0,022	0,007
	W_10	0,643	0,730	2,268	1,235				
Glu Med	NW_10	0,930	0,834	0,850	1,517	0,000	0,168	0,003	0,158
	W_10	0,875	0,833	1,036	1,532				
Vas Med	NW_10	0,716	0,726	0,672	2,224	0,306	0,338	0,017	0,004
	W_10	0,632	0,675	1,064	1,411				
Rec Fem	NW_10	0,773	0,781	0,802	1,434	0,390	0,291	0,036	0,884
	W_10	0,787	0,927	1,072	1,859				
Tib Ant	NW_20	0,504	1,216	2,349	1,461	0,236	0,408	0,108	0,024
	W_20	0,658	1,370	2,618	1,114				
Gast	NW_20	2,256	0,626	0,649	1,133	0,072	0,067	0,002	0,277
	W_20	2,547	0,564	0,822	0,927				
Bic Fem	NW_20	0,767	0,712	2,417	1,750	0,016	0,072	0,884	0,001
	W_20	0,608	1,000	2,435	1,151				
Glu Med	NW_20	0,890	0,826	1,089	1,568	0,024	0,548	0,006	0,003
	W_20	0,864	0,841	1,529	1,099				
Vas Med	NW_20	0,717	0,669	1,365	2,320	0,506	0,445	0,263	0,002
	W_20	0,669	0,658	1,659	1,449				
Rec Fem	NW_20	0,813	0,871	0,939	1,905	0,140	0,808	0,004	0,615
	W_20	0,920	0,936	1,624	1,650				

Vysvětlivky: St1 – první polovina stejné fáze krokového cyklu, St2 – druhá polovina stejné fáze krokového cyklu, Sw1 – první polovina švihové fáze krokového cyklu, Sw2 – druhá polovina švihové fáze krokového cyklu, Tib Ant – musculus tibialis anterior, Gast – m. gastrocnemius, Bic

Fem – m. biceps femoris, Glu Med – m. gluteus medius, Vas Med – m. vastus medialis, Rec Fem – m. rectus femoris, p – hladina statistické významnosti (červené označení – statisticky významný rozdíl $\alpha = 0,01$), W_0 – přirozená rychlost chůze, W_10 – rychlost zvýšená o 10 %, W_20 – rychlost zvýšená o 20 %, NW_0 – přirozená rychlost severské chůze, NW_10 – rychlost zvýšená o 10 %, NW_20 – rychlost zvýšená o 20 %.