

**UNIVERZITA KARLOVA**

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Nordic Walking - svalová odezva v pohybovém aparátu v oblasti pánve**

Nordic walking – muscle response at movement apparatus in pelves area

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:

Bc. Lenka Hrouzová

Praha, září 2010

## **Abstrakt:**

**Název:** Nordic walking – svalová odezva v pohybovém aparátu v oblasti pánve.

**Cíl práce:** Cílem práce je porovnání zapojení svalů v oblasti pánve pomocí EMG při volné bipedální chůzi a chůzi se speciálními holemi.

**Metoda:** Povrchová elektromyografie kombinovaná s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

**Výsledky:** Podařilo se prokázat odlišný timing svalů u nordic walking a u volné chůze. Byla prokázána nižší aktivita stabilizačních svalů při chůzi s holemi.

**Klíčová slova:** Nordic walking, povrchová elektromyografie, stabilizační svaly, kinematická analýza, bipedální lokomoce.

## **Abstract:**

**Title:** Nordic walking – muscle response at movement apparatus in pelves area.

**Purposes:** The aim of the thesis is to compare muscle timing in pelves area using EMG during free bipedal walk and during the walk with special sticks.

**Methods:** Surface electromyography combined with kinematografy analysis used synchronized video recording.

**Results:** It Managed to prove different muscle timing at Nordic walking and at free walk. It was proved lower activity of stabilization muscles at walk with sticks.

**Key words:** Nordic walking, surface electromyography, stabilization muscles, kinematics analysis, bipedal locomotion

## Poděkování

Chtěla bych poděkovat všem, kteří mi s prací pomáhali, zejména studentům doktorandského studia katedry sportů v přírodě, obzvláště Mgr. Radce Bačákové za odborné rady a pomoc při zpracování a porovnání výsledků.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracovala samostatně a uvedla všechny literární zdroje v této práci použité.

V Praze dne 1.9. 2010

Podpis diplomanta

.....

## Obsah

1. Úvod .....	8
2. Přehled literatury .....	10
3. Cíle a úkoly práce .....	13
4. Hypotézy .....	13
5. Teoretická východiska .....	14
5.1 Nordic walking .....	14
5.1.1 Definice .....	14
5.1.2 Historie .....	14
5.1.3 Výhody nordic walking .....	15
5.1.4 Využití nordic walking v rehabilitaci .....	16
5.1.5 Technické vybavení .....	17
5.1.6 Technika .....	20
5.1.7 Dělení .....	23
5.2 Řízení hybnosti .....	24
5.3 Funkční anatomie - stavební plán dolní končetiny .....	25
5.3.1 Funkční anatomie svalů dolní končetiny .....	25
5.3.2 Analýza pohybů v kyčelním kloubu .....	26
5.4 Chůze .....	28
5.5 Analýza chůze .....	29
5.6 Problematika uzavřených a otevřených řetězců .....	32
5.7 Řetězení svalů .....	33
5.8 Posturální stabilita .....	35
5.9 Posturální ontogeneze .....	37
5.10 Evoluční aspekty .....	39
5.11 Povrchová elektromyografie .....	42
6. Metodika výzkumu .....	44

6.1.	Obecná charakteristika výzkumu .....	44
6.2.	Metodologická poznámka.....	44
6.3.	Charakteristika sledovaného souboru .....	45
6.4.	Charakteristika použitých metod .....	46
6.5.	Sledované svaly a jejich funkce .....	47
6.6.	Lokalizace elektrod .....	51
6.7.	Popis techniky měření .....	52
7.	Výsledky práce .....	53
8.	Diskuze .....	61
9.	Závěr.....	65
10.	Přílohy.....	68
11.	Seznam použité literatury.....	71

# 1. Úvod

Moderní doba s sebou přináší velký pokrok a usnadnění běžných denních činností, to ovšem vede ke snížení pohybových aktivit a tzv. sedavému způsobu života. Z tohoto stylu života potom vychází nárůst obezity, nemocí a mortality. Současně ale vzniká mnohem větší informovanost, jak tento životní styl změnit. Neustále se vyvíjí spousta nových pohybových aktivit a trendů, které nám umožňují pravidelný pohyb, máme obrovský výběr různých sportů a disciplín. Čím lákavější název, tím přesvědčivější. I nordic walking je vlastně marketingové pojmenování pro chůzi s holemi, která má svůj původ v dávné historii lidstva. Nordic walking, neboli severská chůze vznikla ve Finsku a je to aktivita velmi podobná běhu na lyžích. Postupně se chůze s holemi rozšířila do střední a jižní Evropy a samozřejmě našla své zastánce i v USA. Nordic walking patří mezi finančně nenáročné, jednoduché aktivity, které může vykonávat každý člověk bez ohledu na věk a výkonnostní skupinu. Dnes je také chůze s holemi často využívána v rehabilitaci v rámci zlepšení kondice zejména u kardiologických pacientů. Nordic walkingu je přisuzována řada velmi pozitivních účinků na pohybový aparát a také na celou orgánovou soustavu. Jedním ze záporů tohoto sportu je nesprávná technika provedení. Často se můžeme setkat s lidmi, kteří hole používají při jakékoliv chůzi, ať už je to procházka do přírody nebo cesta na nákup.

Chůze jako taková je jedním z nezákladnějších lokomočních pohybů člověka. Lidská chůze je střídavý pohyb dolních končetin a trupu. Schopnost chůze se vyvíjí v průběhu ontogeneze na podkladě vrozených programů. Během vývoje si každý člověk vytváří vlastní a charakteristický stereotyp chůze (Kračmar, 2002). Lokomoce je umožněna tzv. lokomočním systémem, který je podsystémem lokomočního systému a zajišťuje a řídí přesun živého organismu v prostoru a čase. U člověka při lokomoci dominují dolní končetiny, což označujeme jako bipedální lokomoci. Z hlediska ontogeneze není na začátku extrauterinního života novorozenec schopen funkčně spojit několik segmentů. Není schopen cíleně zpevnit trup a nemá opěrnou bázi. Bez opěrné báze nemá dítě pevný bod, který potřebuje, aby mohl provést cílený pohyb a přesun těžiště (Vařeka, Dvořák, 1999). První pokus o lokomoci nazýváme plazení, dalším stupněm je lezení, kdy již nedochází ke kontaktu trupu s podložkou. Postupně se rozvíjí stoj s oporou a bipedální lokomoce (Véle, 2006).

„Přirozená lidská motorika vychází z kvadrupedálního zkříženého chůzového cyklu. Vzdálenost hybných stereotypů v jednotlivých sportovních odvětvích od vývojově starých



pohybových programů a vzorů matric hraje roli v obtížnosti vytváření a fixace těchto stereotypů.“(Kračmar, 2002).

V této práci jsme se rozhodli pro sledování svalové aktivity vybraných svalů v průběhu krokového cyklu při nordic walking a při běžné bipedální chůzi a jejich následné porovnání. Jako metodu výzkumu jsme použili povrchovou elektromyografii, kdy jsme pomocí mobilního přístroje, který byl vyvinut na FTVS UK provedli měření v reálných podmínkách, tak jako jsou tyto aktivity běžně prováděny. Pro pohyb dolních končetin je velmi důležitá stabilizace pánve. Domníváme se, že při chůzi s holemi a zapojením horních končetin do lokomoce, dojde ke snížení aktivace stabilizačních svalů pánve. Současně byl proveden synchronizovaný videozáznam, který nám umožňuje sledovat polohu probanda v určité fázi pohybu a porovnávat s EMG aktivitou měřených svalů.

## 2. Přehled literatury

Pro tuto práci byly použity literární zdroje zabývající se zejména analýzou chůze člověka, dále zdroje popisující evoluční aspekty a samozřejmě historie i současnost nordic walking.

Problematikou nordic walking se zabývaly mnohé studie prováděné na několika institucích, například UKK institute for health and promotion Research, Tampere, Finsko, Cooper Institute, Dallas, USA a další. Tyto studie prokázaly, že nordic walking má oproti chůzi dvojnásobný efekt (Mira, 2009).

**Larkinen, Karavan (1992)** – první uveřejněná studie na chůzi s hůlkami. Uvedení autoři sledovali po 12 týdnů soubor 86 žen ve věku 20 – 50 let, střední výkonnosti. Byly rozděleny do tří skupin (chodící s hůlkami, bez hůlek – přirozenou chůzí a netrénující – se všemi zvyky každodenního života, ale kontrolovaní). Obě trénující skupiny chodily 30–45 minut, 4× týdně intenzitou 70–80 % maximální srdeční frekvence (SFmax). Autoři uvádí, že u obou trénujících skupin se zlepšila vytrvalostní zdatnost, dále  $VO^2$  max se zvedlo o 3 ml/kg/min (7 %), svalová vytrvalost zlepšena u chůze s hůlkami o 37 %, u bez holí chodících o 14 %. Svalová síla měřená kliky a upravenými shyby se nezlepšila ani u jedné skupiny. V dotazníku zaměřeném na psychiku byl zjištěn pozitivní vliv ve prospěch chůze s hůlkami zvláště v pocitech deprese, rozčilení a únavy. To mohlo být důsledkem toho, jak byli chodci s hůlkami zapálení pro nový a exotický druh cvičení. Efekt tréninku chůze s hůlkami na kardiorespirační zdatnost a vytrvalost byl podobný jako u chůze bez nich. U chůze s holemi bylo dosaženo zlepšení pomocí nižší rychlosti a kratší vzdálenosti, neboť při chůzi s holemi je kardiovaskulární systém více zatížen než u chůze přirozené (Mira, 2009).

**Hendrickson (1993) a Porcari (1997)** zkoumali fyziologické změny při chůzi s hůlkami a bez hůlek, již se speciálními upravenými holemi (jako dnes používanými pro nordic walking). U skupiny Hendricksona, která byla složena z 32 dobrovolníků, 16 fyzicky zdatných žen (50 ml/kg/min) a 16 mužů (59 ml/kg/min). Obě skupiny chodily s a bez holí na chodícím pásu rychlostí 6–7,5 km/h. V Porcariho studii bylo sledováno 32 probandů stejnou metodou. Nebyl zjištěn rozdíl výsledných hodnot mezi muži a ženami. Bylo zjištěno, že při chůzi s holemi značně stoupla spotřeba kyslíku, srdeční frekvence a energetický výdej o 20 % v porovnání s chůzí bez nich. V Porcariho studii se zvýšila o 23 % spotřeba kyslíku, o 22 % energetický

výdej, o 16 % srdeční frekvence a „rating of perceived exertion“ dále jen RPE tzn. odhadovaná tělesná zátěž byla v průměru (u obou mužů i žen) vyšší o 1,5 stupně u chůze s hůlkami (Mira, 2009).

**Walter a kol. (1996)** zkoumali množství úsilí při nordic walking u 14 mužů ve věku 61 let se srdečními potížemi (by-pas, angioplastická operace). Pacienti byli při chůzi pod dohledem lékaře. Tito autoři také potvrdili, že nordic walking je bezpečnou formou rehabilitace pro pacienty se srdečními problémy (Mira, 2009).

**Attila a kol. (1999) a Karvonen a kol. (2000)** porovnávali vliv nordic walking a běžného chodeckého tréninku na stav svalů v oblasti šíje, ramen a zad formou EMG. Attila sledoval 55 žen (úřednic) po dobu 12 týdnů, pomocí elektromyografického měření. Karvonen sledoval 31 probandů ve věku 44–50 let, kteří neměli předešlou zkušenost s nordic walking. Všichni trénovali 2× týdně po dobu 60 minut. Ukázalo se, že elektrická aktivita svalů v horní části trupu (šíje, ramena, záda) byla mnohem vyšší při nordic walking. Dále se tréninkem nordic walking snížila ztuhlost a subjektivní pocit bolesti ve zmíněných oblastech a zároveň se zlepšila její mobilita (Mira, 2009).

**Morss a kol. (2001) a Church a kol. (2002)** porovnávali výdaj metabolismu u nordic walking a chůze přirozené u 22 mužů a žen ve věku 31 let. Probandi chodili na 2000 m dlouhé venkovní dráze. Zjistili, že u nordic walking byla spotřeba kyslíku a energetická spotřeba v průměru o 20 % vyšší a srdeční frekvence se zvýšila o 10 tepů/min v porovnání s přirozenou chůzí. Rozsah spotřeby kyslíku byl značný od 5 % do 63 % v závislosti na intenzitě a technice používání hůlek (kadencí). RPE se výrazně nelišilo mezi oběma typy chůze (Mira, 2009).

**Kračmar a kol. (2006)** prováděl pilotní experimentální studii, ve které sledoval rozdíly v práci hybné soustavy člověka při volné chůzi a při chůzi s holemi pomocí povrchové elektromyografie synchronizované s videozáznamem (Kračmar a kol., 2006).

**Morsø a kol. (2006)** zkoumali v jednostranně zaslepené randomizované studii vlivy různých léčebných terapií pro ovlivnění bolesti v oblasti dolní části zad u pacientů léčených ambulantně. Cílem studie bylo porovnání efektu léčby pohybovou aktivitou pacientů

s odborným vedením instruktora Nordic walking, pacienti samostatně praktikujícími chůzí s holemi a pacienti pouze poučenými o vhodné fyzické aktivitě (Tlašková, 2008).

**Kukkonen – Harjula a kol. (2007)** ve své studii porovnávali dvě skupiny žen se sedavým zaměstnáním (ve věkovém rozmezí 50 – 60 let). První skupina 54 žen trénovala po dobu 13 týdnů 40 minut 4x týdně chůzí s holemi a druhá skupina 53 žen rychlou chůzí bez holí. Sledován byl kardiopulsační systém a nervosvalový systém. Základní hodnota VO<sub>2</sub> byla 25,8 mL/min/kg. Obě skupiny zlepšily vrchol VO<sub>2</sub> podobně. Pro testování nervosvalového aparátu byl použit test dřepu na jedné dolní končetině. Výsledky dopadly příznivěji pro skupinu provozující Nordic walking (Tlašková, 2008).

**Tlašková (2008)** V roce 2008 v rámci své diplomové práce prováděla Tlašková výzkum zapojení svalů při nordic walking v oblasti pletence ramenního, pomocí povrchové elektromyografie, kde prokázala rozdílný timing svalů ramenního pletence při běžné chůzi a při chůzi s holemi. Dále v této studii byl nalezen tzv. více lokomoční vzor u nordic walking oproti bipedální chůzi (Tlašková, 2008).

### 3. Cíle a úkoly práce

#### Cíl práce

Cílem práce je pomocí povrchové elektromyografie porovnat zapojení svalů v oblasti pletence pánevního a břišních svalů a jejich rozdíl v aktivaci při běžné bipedální chůzi a při chůzi se speciálními holemi určenými pro nordic walking.

#### Úkoly práce

- 1) Shromáždit teoretické podklady o nordic walking, bipedální analýze chůze a její souvislosti s ontogenezí člověka
- 2) Oslovit a vybrat vhodné probandy a zvolit terén pro měření
- 3) Vybrat svaly v oblasti pánve a břišních svalů vhodné pro měření pomocí povrchové elektromyografie
- 4) Pomocí EMG analyzovat aktivitu vybraných svalů při bipedální chůzi a chůzi s holemi
- 5) Zpracovat a interpretovat data
- 6) Získaná data intraindividuálně porovnat

### 4. Hypotézy

**H1** - Svalová aktivace svalů m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae bude vyšší při běžné bipedální chůzi než u nordic walking, což se projeví větší hodnotou plochy pod křivkou EMG.

**H2** - Při chůzi s holemi bude rozdílný timing gluteálních svalů, kdy dojde k rychlejšímu nástupu gluteálních svalů při běžné chůzi.

**H3** - Běžná bipedální chůze povede k vyšší aktivaci m. adductor magnus, což bude možné sledovat pomocí zvýšení plochy pod křivkou EMG.

## **5. Teoretická východiska**

### ***5.1 Nordic walking***

#### **5.1.1 Definice**

Nordic walking nebo také severská chůze je označována chůze se speciálními hůlkami. Nordic walking je tzv. outdoorová aktivita, tím je myšlena aktivita prováděná venku v přírodním prostředí. Dnes je nordic walking oblíbenou rekreační aktivitou, která je dostupná a finančně nenáročná. Severská chůze je vhodná pro všechny věkové i výkonnostní skupiny. Nordic walking je také moderní a jednoduchá metoda komplexního kondičního cvičení, které zapojí do práce celé tělo. Chůze s holemi se využívá zejména v rámci horské a vysokohorské turistiky jako rekreační sport nebo také jako sport výkonnostní. Chůze s holemi poskytuje větší stabilitu a jistotu při chůzi zejména v náročném terénu a celkově ulehčuje pohyb. V literatuře se také můžeme setkat s názvy Pole Walking, Stick Walking, Power poles, Polestriding exercise. (Svenson, 2009).

#### **5.1.2 Historie**

Používání holí při chůzi má hluboké kořeny v historii lidstva. Už pastýři a poutníci používali hůl k překonávání náročných terénů. Od nich převzali tento zvyk i někteří pěší turisté, z nichž někteří začali používat hole dvě. Tehdy byly hole užívány jako nástroj rovnováhy, dnes je chůze s holemi účinným prostředkem na zlepšení kondice. Kolébkou tohoto nového sportovního odvětví je Finsko. Počátek vzniku nordic walkingu je 5.ledna 1988 v Helsinkách, kde pořádala organizace Suomen Latu soutěž na lyžích na 5km. Závod byl pořádán na počest finského národního sportovce Lauri „Tahko“ Pihkaly. V tomto roce se Finové potýkali s nedostatkem sněhu, tak museli organizátoři vymyslet alternativní řešení, a proto velké množství účastníků vyrazilo bez lyží pouze s hůlkami kolem stadionu. V 90.letech finská organizace Suomen Latu představila nordic walking téměř na všech sportovních setkáních různých firem (Mira, 2009).

V roce 1993 byl ve Spojených státech proveden a zveřejněn výzkum „Energy cost of walking with and without arm activity on cross walk dual motion cross training“ (Tlašková, 2008).

Na jaře 1997 se setkali zástupci organizace Suomen Latu a firmy Exel, která patří mezi známé výrobce lyžařských hůlek ve Finsku. Odborníci této firmy začali pracovat na rozvoji speciálních hůlek pro chůzi a tímto vznikl název „Nordic walking“. Postupně docházelo k rozvoji a zdokonalování typů holí. Nové hole nejdříve zkoušeli studenti sportovních škol a poté se začali rozšiřovat po celém světě. V roce 1998 bylo založeno centrum pro nordic walking v Helsinkách, kde také došlo ke školení prvních instruktorů (Mira, 2009).

V roce 2000 byla založena International Nordic walking association (dále INWA), která rozšiřuje nordic walking do celého světa. Dnes jsou jejími členy například Finsko, Norsko, Rakousko, Německo, Japonsko, Austrálie, Slovinsko a další. Podle INWA provozuje na světě více než 800 000 tisíc lidí.

V říjnu roku 2003 byla založena Česká asociace Nordic walking, která se snaží seznámit širokou veřejnost s touto pohybovou aktivitou. Díky České asociaci nordic walkingu bylo vytvořeno velké množství center, které lidem umožňuje zdravý pohyb v přírodě. V srpnu 2004 se Česká asociace stala členem mezinárodní asociace INWA (Vystrčil, 2005).

### **5.1.3 Výhody nordic walking**

Chůze je pro člověka přirozený pohyb, který je koordinačně relativně nenáročný. Navzdory tělesným omezením nebo také jako prevence tělesných problémů, přispívá pohyb ke zvýšení kvality života. Nordic walking má uvolňující účinek na oblast bederní, hrudní a krční páteře. Pohyb horních končetin a trupu vede k posílení svalstva zad a ramenního pletence (Štejf, 2008).

Při správném technickém provedení zlepšuje chůze s holemi držení těla, dochází k zapojení horní části zádových svalů, svalů ramenního pletence, zejména jeho zadní části a také m.pectoralis major a extenzorů a flexorů předloktí. Správné držení těla při nordic walking snižuje svalové napětí a vnímání bolesti v oblasti šíje a ramen a zvyšuje laterální mobilitu bederní, hrudní i krční páteře. Správná technika také napomáhá vyrovnávat pozici pánve při extenzi v kyčelním kloubu, kde se v odrazové fázi zapojují jeho flexory a extenzory (Mira, 2009).

Chůze s holemi je efektivním tréninkem kardiopulmonálního systému. Chůze s holemi zvyšuje tepovou frekvenci o 5 – 17 tepů za minutu. Při běžné chůzi tepová frekvence dosahuje přibližně 130 tepů za minutu, chůze s holemi až 147 tepů na minutu. Dochází tedy ke zvýšení tepové frekvence až o 13% (Štejf, 2008).

Při běžné chůzi bez holí pracuje 40 – 60% příčně pruhovaného svalstva, zejména v oblasti dolních končetin. Svaly v oblasti horních končetin zůstávají spíše pasivní. Při chůzi s využitím holí dochází k rytmické mu zapojení horních končetin a tím k práci až 90 % hmoty kosterního svalstva. Zvětšením vazodilatované oblasti se zvýší dodávka kyslíku průměrně o 23 % a energetický výdej až o 22 %. Intenzita chůze tedy nevychází z její rychlosti, ale hlavně z dynamické práce horních končetin. Nordic walking zlepšuje silové a vytrvalostní schopnosti svalů a také jejich pružnost (Svenson, 2009).

Pravidelná pohybová aktivita zlepšuje spalování tuků. Nordic walking vede k intenzivnímu metabolismu při stejné metabolické odpovědi, to znamená submaximální hladiny laktátu, je chůze s holemi pomalejší než chůze bez holí. Oproti běžné chůzi dochází při chůzi s holemi ke spalování o více než 40 % energie za hodinu, to může být až 400 kalorií za hodinu. Proto je vhodný jako metoda volby při snižování nadváhy, neboť má vyšší spotřebu energie (Vystrčil, 2005).

Využití holí při chůzi také umožňuje odlehčení nosných kloubů a dolní části páteře, hole změkčují nárazy paty při došlapu. Při použití holí se tělesná hmotnost rozdělí do čtyř bodů. (Vystrčil, 2005).

Nordic walking je levná, bezpečná, společenská pohybová aktivita, která pozitivně působí na psychiku člověka a pomáhá při snižování stresu. Je vhodná pro všechny věkové kategorie a pro veškeré výkonnostní skupiny. Lze ji provádět takřka kdekoli v přírodě a v jakémkoli ročním období (Škopek, 2010).

#### **5.1.4 Využití nordic walking v rehabilitaci**

Lze využít u pacientů s poškozením funkce nebo struktury nosných kloubů dolních končetin. Také poruchy stability v oblasti kolenního kloubu mohou být tímto způsobem kompenzovány. Při vertebropatii s lokalizací poruchy v LS a Th oblasti můžeme použít chůzi s holemi, zejména nepřilíš silově vedený rytmický a uvolňující pohyb. Tímto můžeme při správné technice dosáhnout protažení ve zkříženém vzoru. Dobrý efekt můžeme očekávat u pacientů s funkčními poruchami pohybového systému v rámci reflexních změn. U pacientů s poruchami dýchacích cest a chorob plic můžeme nordic walking použít pro zlepšení výkonu v rámci kondičního tréninku. Metodou volby může být také u chorob kardiovaskulárního systému a jeho přidruženým chorobám. Nesmíme opomenout pacienty s nadváhou, kde severská chůze může být nejen zpestřením pohybového programu, ale dochází zde i ke



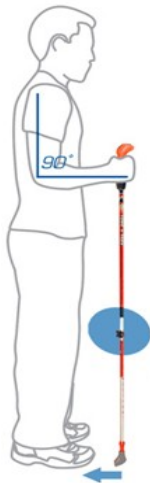
zlepšení využití tuků jako zdroje energie. Někdy bývá nordic walking využíván pro pacienty s poruchou rovnováhy a u starších pacientů pro zlepšení pocitu stability a jistoty.

(Vařeka, Hak, Vařeková, 2002).

### 5.1.5 Technické vybavení

Základním vybavením pro nordic walking jsou speciální hole doporučené pro kondiční trénink, kondiční chůzi nebo cvičení. Hole jsou lehké, pevné a pružné, vyrobeny z karbonu, skleněných vláken nebo grafitu. Hole jsou tedy používány jako sportovní nástroj nebo jako oporová hole. Hole pro nordic walking by měla být zejména bezpečná. Nepohodlná hůlka a nesprávná technika mohou způsobit poškození a snížit tak zájem o dlouhodobou pohybovou aktivitu (Walter, 2009).

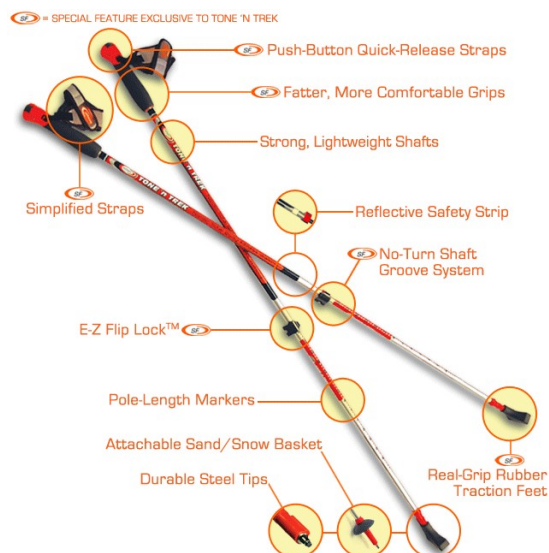
Při výběru holí se soustředíme v první řadě na správnou výšku holí. V literatuře jsou uváděny dva způsoby měření výšky holí. V prvním případě se doporučuje postavit hůl svisle rovnoběžně s tělem, chytíme rukojeť hole a naše horní končetina by měla v lokti svírat úhel zhruba 90 stupňů. Dále je možné při výběru správné výšky hole použít vzorec  $0,7 \times$  tělesná výška.



Obr. č. 1 Výška holí (Boomyoha, 2008)



Obr. č. 2 Hole (Boomyoha, 2008)



Obr.č 3 Popis holí (Boomyoha, 2008)

Pokud chceme zachovat správnou techniku severské chůze, musíme používat hole určené pro nordic walking, není vhodné používat hole pro jiné sporty. Nespornou výhodou těchto holí je především jejich speciální úchytný systém. Tento úchytný systém zajišťuje stálý kontakt ruky s holí i při pohybu ruky za tělem, při tzv. „vypuštění“ hole (Mira, 2009). Dobré hole pro nordic walking mají ergonomicky tvarovanou rukojeť. Rukojeť je vyrobena tak, aby usměrňovala a stabilizovala zápěstí v jedné rovině (Jauchová, 2009). Rukojeť se vyrábí z odolných materiálů, zejména z gumy nebo plastu, dále také korkové nebo pěnové hmoty. Výhodou korkových a pěnových rukojetí je jejich schopnost absorbovat pot, kdežto gumové rukojeti mohou při použití klouzat (Svenson, 2009).



Obr. č. 4 Rukojeť plast/korek



Obr.č.5 Rukojeť plast/guma (Exel, 2004)

Důležitou součástí nordic walking holí jsou poutka. Poutka musí pevně spojovat ruku a hůl, bez problémových míst umožňujících uvolnění hole, nesmí zabraňovat cirkulaci krve (Vystrčil 2005).

Poutka mohou být pevné nebo odepínací, která označujeme jako ClicClak, to umožňuje odepnutí poutka např. při občerstvování. Poutka tedy vytvářejí pevné spojení se zápěstím, umožňují přirozený krevní oběh, udržují správnou pozici ruky na holi a podporují odraz.



*Obr. č. 6 Poutko (Exel, 2004)*

Tubus hole je nejčastěji vyroben z karbonu, alumina nebo směsi karbonu a sklolaminátu. Dále rozlišujeme tubus jednodílný a teleskopický. Tubus hole by neměl být pružný, aby nedocházelo ke ztrátám sil, kterými se o hole opíráme. Aluminiové hole bývají levnější, pevné nepružné, ale dnes se používají zřídka. Carbonové hole jsou lehčí a přitom odolnější svislému tlaku. V ideálním případě by měla hůl udržet zatížení vyšší než 60 kg na hůl (dvě hole tedy 120kg). Za nejlepší jsou dnes považovány hole, ze 100% carbonu pro svoji lehkost, tvrdost a pevnost. Váha jedné této hole při její délce 125 cm dosahuje až 150 kilogramů.

Hole jsou zakončeny špicí z tvrzené oceli, jejíž hroty jsou rozdělením otupené, vhodné pro chůzi v měkkém terénu, dále součástí nordic walking holí je gumová „botička“, kterou využíváme při chůzi na tvrdých površích. Při chůzi ve sněhu se používá tzv. talířek, který brání hlubšímu zaboření (cz-nordicwalking, 2010).



*Obr. č. 7 Koncový hrot a gumová botička (Exel, 2004)*

Oblečení i obuv by měly být přizpůsobeny podmínkám, ve kterých je nordic walking vykonáván. Obuv pro nordic walking by měla být zejména pohodlná, kvalitní a přizpůsobená terénu. V dnešní době je možné zakoupit i speciální obuv vytvářenou pro nordic walking, která má odtlumenou patu proti nárazu a podrážka je zkosená pro lepší došlap. Oblečení se významně neliší od oblečení např. pro běh nebo turistiku. Využívá se zejména tzv. funkční prádlo, které splňuje požadavky na odvod potu a udržuje teplotu (Škopek, 2010). Přidavným vybavením jsou také rukavice z lehkého materiálu odvádějící pot, dále měřiče tepu, ledvinky, batohy a obaly pro úschovu holí (Tlašková, 2008).

### **5.1.6 Technika**

#### **Technika přímé chůze**

Správná technika chůze je základem pro nordic walking. Je velmi podobná běžné, každodenní chůzi. Při základní technice se pohyb dolních končetin prakticky neliší od normální rychlé chůze. Horní končetiny a trup vykonávají pohyb podobný jako při běhu na lyžích. Základem techniky a účinku je způsob chůze, protilehlá paže – protilehlá dolní končetina (Štejfa, 2008).

Při severské chůzi je tělo v mírném předklonu, hlava je v prodloužení trupu. Pohled směřuje dopředu přibližně 20m. Ramena jsou posazena dolů a dozadu. Hrudník by měl zůstat uvolněný. Krok začíná odrazem z přední části chodidla zadní nohy, která se na konci odrazu propne v kolenním kloubu. Druhá dolní končetina je před tělem a v kolenním kloubu pokrčená podle délky kroku. Horní končetina, která se nachází před tělem, je mírně ohnutá v lokti, hrot její hůlky se zapichuje podle rychlosti chůze do úrovně paty. Během celého cyklu by se směrem dopředu hole neměla dostat za vertikální osu danou zápěstím této horní končetiny. Je důležité, aby při přenosu síly z hůlky od zabodnutí do odrazu z ní se rameno nezvedalo. Ve stejném čase protější horní končetiny dokončuje odpich zapažené a v lokti propnuté končetiny (Mira, 2008).



*Obr.č.8 Základní postoj při nordic walking (Boomyoha, 2008)*

Pohyb rukou v poutkách je přirozený, začíná za tělem z propnutého lokte, horní končetina se pohybuje vpřed a vzhůru s postupnou flexí v lokti až do fáze opory o hůlku, poté se vrací zpět cyklicky za tělo. Až do závěrečné fáze odrazu hůlky svírají prsty pevně rukojeť, pak se dlaň otevírá a odrazová síla je přenášena přes poutko, loket i prsty jsou natažené. Horní a dolní část trupu rotují kontralaterálně při každém kroku. (Vystrčil, 2005)

Odpich hůlkou a odraz chodidla na opačné straně těla se odehrává více méně v jednom okamžiku, pohyb střídavý neboli „křížmochodní“. Chodidlo zadní dolní končetiny směřuje dopředu, jako první se podložky dotýká pata. Následuje dvouoporová fáze, kdy hmotnost těla je nerovnoměrně rozložena mezi zadní dolní končetinou a hůlkou přední horní končetiny. Zde se zadní horní končetiny pohybuje uvolněně dopředu a nahoru, přední horní končetina začíná odpich aktivním napínáním v loketním kloubu. Ruce obou horních končetin se potkávají mírně před tělem. Zadní dolní končetina se ohýbá v koleně a směřuje dopředu. Po dokončení kroku a odpichu se celý cyklus opakuje v obráceném pořadí (Mira, 2008).



*Obr.č. 9 Správný odval chodidla (Vystrčil 2005)*

Těžiště těla se oproti přirozené chůzi vyšší intenzity dostává níže a krok se díky hůlkám prodlužuje (Vystrčil, 2005).

Mimořádně důležitý prvek je sklon hůlek. Horní konec držený rukou musí být vždy vpředu vzhledem k dolnímu konci hůlky. Hůlka tedy směřuje celou dobu zepředu shora – dozadu dolů, pouze úhel sklonu se během krokového cyklu mění. Hrot se zapichuje přibližně na úrovni paty došlapující druhostranné nohy, nikoli před ní (Mira, 2008).

Z hlediska plynulosti pohybu je důležité vzpřímené držení těla s krkem a hlavou v přirozeném prodloužení osy těla. Použití hůlek umožňuje prodloužení kroku, ale nesmí být provázeno hypertenzí kolene, což by mohlo způsobit přetížení přední části kloubu. Při dopadu paty by měl být kolenní kloub v přirozené mírné flexi. Podobné nebezpečí přetížení hrozí v oblasti bederní a hrudní páteře při nadměrné rotaci pánve vzhledem k fixovaným ramenním pletencům. Střed rotačních pohybů se oproti běžné chůzi posunuje více do stran. Samozřejmě před zahájením chůze jsou zahřívací a protahovací cvičení a uvolňovací strečink po jejím ukončení. Lze využít hůlky jako cvičební pomůcky (Mira, 2008).



Obr.č. 10 Jednotlivé fáze chůze při nordic walking (Nordic walking-cz, 2005)

### **Technika chůze do kopce**

Při chůzi do kopce je předklon těla větší, kroky jsou kratší, více jsou zapojeny svaly horní poloviny těla a intenzivněji pracují i svaly zadní strany stehen a lýtka. Účinné používání hůlek umožňuje prodloužit krok během stoupání a zároveň tak odlehčuje dolním končetinám. Chůze do mírného kopce je výborným nácvikem správného používání hůlek pro začátečníky (Mira, 2008).

### **Technika chůze z kopce**

Při chůzi z kopce jsou kroky výrazně kratší a těžiště těla se nachází níže. Kolena jsou po celou dobu chůze neustále v pokrčení, chodidla jsou většinu času v kontaktu s podložkou celou plochou podrážky a neustále přibrzdí pohyb těla. V porovnání s chůzí po rovině nebo chůzí do kopce je odpích hůlkami méně výrazný. Důraz by měl být kladen na přenos části hmotnosti na hůlky, čímž se odlehčí kloubům dolních končetin. (Mira, 2008)

### 5.1.7 Dělení

Severskou chůzi můžeme rozdělit do tří obtížností podle fyzické zdatnosti

- a) Rekreační – zdravotní
- b) Kondiční – fitness
- c) Aktivní – sportovní

#### **Rekreační**

Tento stupeň fyzické zdatnosti je určen zejména těm, kteří jsou limitováni fyzickou kondicí, nemají mnoho zkušeností s pravidelným cvičením, mají slabší koordinační schopnosti, případně specifické zdravotní problémy, které jim nebrání v provozování chůze s hůlkami. Rekreační úroveň severské chůze je vhodná především pro ty, kteří hledají vhodnou a efektivní pohybovou aktivitu pro volný čas téměř v jakémkoliv věku. Je vhodná také pro ty, co se rozhodnou změnit svůj „sedavý“ způsob života a začít se zdravotně orientovanou a nenáročnou pohybovou činností (Tlašková, 2008).

#### **Kondiční**

Tento stupeň je určen pro lidi, kteří již disponují nějakými pohybovými zkušenostmi, pro lidi aktivně cvičící (pravidelně, víckrát jak dvakrát týdně), a ty, kteří znají svou kondici a limity. Tato úroveň je vhodná zejména pro lidi odhodlané zlepšit svou fyzickou kondici a celkové zdraví a berou tuto aktivitu jako výborný doplněk svého repertoáru ostatních pohybových aktivit (Tlašková, 2008).

#### **Aktivní**

Na tomto stupni se již setkáváme se sportovci či lidmi s jasnou představou, co od tréninku očekávají. Tito lidé jsou ve výborné kondici, mají dobrý rozsah pohybu a pružný svalový aparát. Jejich koordinační a rovnovážné schopnosti jsou na vysoké úrovni. Očekáváme, že rozumí ústnímu popisu cvičení bez nutnosti ukázky a celkovým principům pohybu (Tlašková, 2008).

## 5.2 Řízení hybnosti

Hybnost, motorika je jednou z nejzákladnějších funkcí živých organismů. Aktivita motorického systému se projevuje svalovou činností, která u člověka zajišťuje vzpřímenou polohu (Ambler, 2004).

Pro motoriku je důležitý proces řízení, který je funkcí nervové soustavy. Předpokladem procesu řízení motoriky je existence vztahu dvou objektů. Objektu, který je řízen a subjektu, který objekt řídí (Véle, 1997).

Základem pro řízení motoriky je centrální nervová soustava. Mechanismem, kterým se příkazy přenášejí, jsou periferní nervy a výkonovým orgánem jsou kosterní svaly. Kontrolní funkci zde zastávají čidla v senzoričných orgánech, která dávají centrálnímu nervovému systému zpětné informace o probíhajícím pohybu (Véle, 1997).

Předpokládá se, že celý pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který označujeme jako centrální motorický program. Je zakódován v paměti neuronální sítě, kterou označujeme jako generátor pohybu. Generátor vzorce lokomočního pohybu je situován ve spinální míše, a to samostatně pro každou končetinu. Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována (Kralíček, 2004). Pohybové programy vycházejí z motorických center a jsou určeny pro kosterní svaly. Pohybové programy se liší svou složitostí, způsobem vyvolání pohybu a způsobem vzniku programu jako je učení nebo vrozené vzorce (Dylevský, 2009).

Na řízení hybnosti se podílejí prakticky skoro všechny oddíly CNS počínající mozkovou kůrou a konče spinální míchou včetně senzitivního systému (Ambler, 2004).

Dle Véleho fylogenetický vývoj vedl postupně k diferencování motoriky, která vyžaduje vytváření stále složitějších řídicích úrovní, které lze u člověka rozlišit na čtyři hlavní hierarchicky uspořádané řídicí úrovně.

1. Autonomní úroveň řídicí základní biologické funkce
2. Spinální úroveň pro základní ovládání svalů
3. Subkortikální úroveň pro posturální a lokomoční motoriku
4. Kortikální úroveň pro účelovou ideomotorickou motoriku (Véle, 2006).



### **5.3 Funkční anatomie - stavební plán dolní končetiny**

Dolní končetina (*membrum inferius*) je orgánem opory a lokomoce. V porovnání s horní končetinou má sice stejné základní články, ale kostra dolní končetiny je robustnější, má mohutnější svalové skupiny a omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů. Z vývojového hlediska znamenalo vzpřimování polohy těla a bipedální typ lokomoce postupnou vertikalizaci páteře a přesunutí těžiště těla před osový skelet a do roviny kyčelních kloubů. Pro stabilní vertikalizaci je podmínkou fixovaná extenze dolních končetin, která je staticky nejvýhodnější, jelikož snižuje nároky na činnost antigravitačních svalů a hlavní zatížení směřuje do vertikálně a paralelně orientovaných kostí dolní končetiny. (Dylevský, 2000)

K přenosu sil vertikalizovaného trupu na pohybující se dolní končetiny dochází v pánvi. Ta představuje zakončení páteře a oporu pro dolní končetiny. Kostěná pánev je složená z kostí pletence dolní končetiny a z křížové kosti. Prstenec kostí tvořící pánev je velmi rigidní, a hlavní pohyb pánve se odehrává především v kyčelních kloubech, odkud je přenášen na bederní páteř. Proto se při pohybu v kyčelních kloubech aktivují i skupiny zádových svalů. Stejně jako se do páteře promítá pohyb kyčelních kloubů, má i pohyb páteře výraznou odezvu v těchto kloubech. Pro vzpřímenou polohu těla je důležité postavení pánve tzv. pánevní sklon, který reaguje na délku dolních končetin, a také ovlivňuje zakřivení páteře. A to především bederní lordózu a hrudní kyfózu. Pánev s páteří tvoří funkční jednotku. Z pohledu funkční anatomie tedy přiřazujeme pánev k páteři (Dylevský, 2000).

#### **5.3.1 Funkční anatomie svalů dolní končetiny**

Hlavní funkce dolních končetin je stoj a chůze, čímž je zajištěna stabilita a lokomoce těla. Stabilita těla je zajištěna především koncentrací největší svalové hmoty těla kolem kyčelního kloubu. Stabilní lokomoční aktivitu zajišťuje mohutný extenční aparát kolenního kloubu s omezenou pohyblivostí nohy se zachovanou pružností kleneb. Nejmohutnější jsou svaly dolních končetin v místech, kde je slabý vazivový aparát kloubů a kde je nutné vytvořit brzdící systém, který by zabránil přetížení kloubu. Z kineziologického hlediska má dolní končetina tři segmenty: pánev a kyčel, oblast kolene a nohu. Dle tohoto členění rozdělujeme podle funkčního hlediska svaly kyčelní, svaly stehna, svaly bérce a svaly nohy (Dylevský, 2000).

Svaly v oblasti pletence dolní končetiny označujeme jako svaly kyčelní. O svalech uložených na přední straně kyčelního kloubu mluvíme jako o vnitřních kyčelních svalech. Patří sem m. iliopsoas a m. psoas minor. Jsou-li svaly na zadní straně kyčelního kloubu, jde o zevní kyčelní svaly. Zde řadíme mm. glutei. Dále jsou to svaly pelvitrochanterické, kam patří m. piriformis, m. obturatorius internus, m. gemellus superior et inferior a m. quadratus femoris. Na pohybu kyčelního kloubu se dále účastní skupina svalů uložená na vnitřní straně stehna. Jsou to: m. pectineus, m. adductor magnus, brevis et longus a m. obturatorius externus. (Dylevský, 2009)

Svaly v oblasti kolenního kloubu jsou uloženy jednak na přední straně stehna: m. sartorius, m. quadriceps femoris, dále na zadní straně: m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. popliteus (Dylevský, 2009).

Mezi svaly ovládající pohyby nohy a prstů nohy patří svaly uložené na ventrální straně bérce, to je m. tibialis anterior, dále na dorzální straně bérce leží m. triceps surae, m. plantaris, m. tibialis posterior. Na straně laterální jsou to mm. peronei (Dylevský, 2009).

### **5.3.2 Analýza pohybů v kyčelním kloubu**

Svaly flektující kyčelní kloub se dají rozdělit na dvě funkční skupiny. Přední snopce m. gluteus medius et minimus spolu s m. tensor fasciae latae působí při flexi ještě abdukci a vnitřní rotaci. M. iliopsoas, m. pectineus, m. adductor longus při flexi působí ještě addukci a vnější rotaci (Véle, 2006).

Extenzi v kyčli provádí hlavně m. gluteus maximus. Tomuto svalu pomáhají zadní snopce m. gluteus medius et minimus (Véle, 2006). M. gluteus maximus je sice hlavním extenzorem kyčelního kloubu, ale více se uplatňuje při vstávání ze sedu nebo chůzi do schodů. M. gluteus maximus není posturální sval, jeho funkce se uplatňuje zejména při zevně rotované kyčli. Při vnitřní rotaci je prakticky afunkční (Dylevský, 2009). Mezi další extenzory kyčelního kloubu patří flexory kolene jako je m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus. Při uzamknutí kolene v extenzi výrazně napomáhají při extenzi v kyčli (Véle, 2006).

Hlavními abduktory v kyčli jsou m. gluteus medius a m. gluteus minimus. Dalším svalem je m. tensor fasciae latae a m. piriformis. Při oslabení abduktorů kyčle dochází při chůzi ke zvětšení vertikálních výkyvů pánve (Véle, 2006).

Addukci v kyčelním kloubu provádí zejména m. adductor magnus, m. adductor longus, který se pohybu účastní méně. Nejmenší zastoupení při addukci mají m. adductor brevis a m. gracilis. Pomocnou addukční funkci mohou mít i flexory kolena. Adductory jsou účinné především při stabilizaci polohy ve stoji a chůzi (Véle, 2006)

Zevní rotaci v kyčelním kloubu zajišťuje m. quadratus femoris, m. piriformis, m. gemellus superior et inferior, m. gluteus maximus. Vnitřní rotaci v kyčelním kloubu provádějí m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae (Dylevský, 2009).

Flexe v kolenním kloubu je umožněna m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Extenze kolene provádí m. quadriceps femoris (Dylevský, 2009).

## 5.4 Chůze

Definice chůze dle Láníka (Láník, 1990): chůze je základní a nejvýznamnější způsob lokomoce člověka. Chůzi člověka charakterizuje vzpřímené držení těla, souhyby trupu, hlavy a horních končetin, a také typický způsob používání dolních končetin. Chůze je stereotypní děj, který je fylogeneticky hluboko fixovaný. Podkladem pro chůzi jsou neuroregulační reflexní děje, které se jedinec v průběhu ontogeneze učí ovládat (Láník, 1990).

Chůze je dopředný pohyb vzpřímeného těla vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin. (Gross, 2005).

Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru, začíná v určité výchozí poloze, prochází přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed (Véle, 2006).

Kineticky vzniká chůze protisměrnými rotačními pohyby segmentů dolních končetin, které se mohou vzájemně kompenzovat, anebo jsou nekompenzované (Láník, 1990). Svaly se při chůzi rytmicky zkracují a tím se mění vzdálenost mezi jejich začátky a úpony. Tím vzniká tah na jednotlivý kostní segment, který se však může i vůči jiným segmentům pohybovat. Výsledný pohyb je díky opornému bodu otáčivý a probíhá po části oblouku cyklicky. Chůze je složitý, sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého timingu. Tento pohybový úkon provádí celý pohybový systém, a tím se dokonale přizpůsobuje složitému tvaru i vlastnostem terénu, ve kterém chůze probíhá (Véle, 2006).

Pánevní vykonává při chůzi složité pohyby ve všech rovinách. Pánev při chůzi vykonává rotační pohyby okolo své středové osy, inklináčně – deklinační pohyby, úklony na obě strany, a přesouvá se z jedné strany na druhou (Láník, 1990).

Pohyby pánve jsou při chůzi kompenzované protipohyby trupem, hlavou a horními končetinami. Hlava se dostává do lehkého záklonu a krční lordóza se také zvětší.

Těžiště leží ve střední čáře přibližně 1cm ventrálně před prvním sakrálním obratlem. Při stožení na obou dolních končetinách je zatížení rovnoměrně rozloženo na obě dolní končetiny. Během opěrné fáze chůze je mediálně od stojné končetiny, a proto působí na tuto končetinu kromě vertikální zátěže také torzní síly (Gross, 2005). Těžiště těla se při chůzi pohybuje směrem vzhůru a dolů (přibližně 4,5cm) a vychyluje se také do stran. Dolní končetiny se vůči trupu rotují, trup je ukloněn na opačnou stranu než je sklon a rotace pánve. Horní končetiny provádějí vůči dolním končetinám protisměrný pohyb (Tlašková, 2008).

Kompenzační rotaci hrudníku napomáhají souhyby horními končetinami, které se pohybují v protisměru pohybu dolních končetin. Pro dynamiku chůze je významné držení trupu. Trup může být při chůzi předkloněný, vzpřímený nebo v záklonu (Láník, 1990).

## **5.5 Analýza chůze**

Základní jednotkou chůze je krok. Krok je interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze. Pokud označíme začátek jako úder paty pravé nohy, celý cyklus trvá do okamžiku, než pravá pata opět kontaktuje podložku. Krokový cyklus je rozdělen na fázi stojnou a fázi švihovou (Whittle, 1997).

### **Stojná fáze**

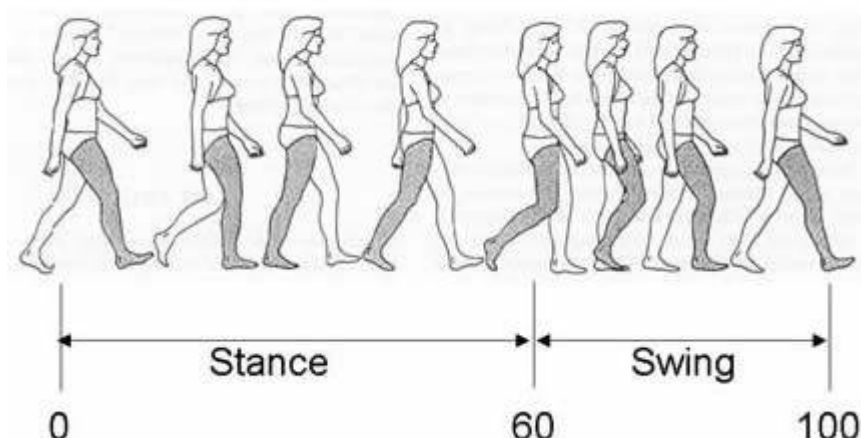
1. Initial contact (počáteční kontakt): 0%.
2. Loading response (stádium zatěžování): 0 – 10%.
3. Mid stance (mezistoj): 10 – 30%.
4. Terminal stance (konečný stoj): 30 – 50%.
5. Preswing (předšvih): 50 – 60%.

### **Švihová fáze**

1. Initial swing (počáteční švih): 60 – 73%.
2. Mid swing (mezišvih): 73 – 87%.
3. Terminal swing (konečný švih): 87 – 100%.

(Whittle, 1997).

## Gait Cycle



Obr. č. 11 Analýza chůze – stojná a švihová fáze (Queens univerzity, 2001)

### Analýza chůze dle Gaileyho

Při prvním kontaktu nohy s podložkou je pánev a dolní končetina ve vnitřní rotaci. Pánev se rotuje maximálně o 5 stupňů. Kyčelní kloub dosahuje 20 – 35 stupňů flexe, tím dochází k everzi v subtalárním kloubu, k uvolnění Chopartova kloubu a oploštění podélné klenby. Při plném kontaktu chodidla s podložkou přechází hlezenní kloub z dorzální flexe do plantární flexe. Posun pánve laterálním směrem dosahuje maxima.

Ve fázi iniciálního kontaktu jsou aktivní svaly přední části bérce. Při plném došlapu se maximum zátěže posouvá do oblasti hlavičky prvního metatarzu. Vertikální zatížení roste na 120 % tělesné hmotnosti, v hlezenním kloubu dochází k dorzální flexi. Dojde k aktivaci stabilizátorů kyčelního kloubu. Na stojné končetině klesne pánev o 5°, což způsobí relativní addukci ve stojné fázi nebo k abdukci během švihů. Pánev se zevně rotuje a vnitřní rotátory kyčle pracují excentricky.

Ve 34 % cyklu začíná odvíjení paty a švihová noha mívá stojnou. Vertikální tlak je zmenšen na 80 %. Extenze v kyčelním kloubu je 10 – 15°. Začíná inverze v subtalárním kloubu a zvyšuje se podélná klenba.

V poslední fázi statické části kroku se zvyšuje zatížení přednoží. Švihová noha se dotkne podložky, zatížení stojné nohy se zmenšuje. Je to přechodné období dvojí opory, během níž je končetina značně nezátížená a je připravena pro švihový pohyb. Těžiště se posune nad stojnou končetinu. Pánev se začíná vnitřně rotovat, nastane dorzální flexe v hlezenním kloubu a pata se dostává do everze.

V 60 – 73 % cyklu se končetina zvedá od podložky. Flexe v kyčli vytváří hnací sílu. Neutrální pohyb končetiny je udržován pomocí m. adductor longus a m. gracilis. Vnitřní rotaci pánve umožňují svaly: m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae, m. adductor magnus. Následující pohyb tibie provádí extenzi v koleni a utváří délku kroku. Snížená rychlost pohybu stehna je způsobena kontaktem paty s podložkou (Gailey, 1994).

### **Svaly aktivující se při stojné fázi kroku dle Véleho**

V oblasti páteře se aktivují zejména krátké svaly otáčející obratle protisměrně na obou koncích páteře.

V kyčli se na počátku kontaktu mírně aktivují gluteální svaly a flexory kolena, tato aktivace je ukončena při střední části opory. Na konci této fáze se aktivují adduktory stehna. V oblasti kolene je na počátku aktivní m. quadriceps femoris, který se postupně relaxuje. V první polovině je také aktivní m. vastus intermedius. Na konci se aktivují flexory kolena.

Ze svalů kotníku a nohy je na počátku aktivní m. tibialis anterior a mm. peronei, které zabraňují padání špičky, v pozdější fázi jejich aktivita mizí a začíná odvíjení prstců. Podobně pracuje také m. extenzor hallucis longus a m. extenzor digitorum longus. Při stabilizaci stoje se aktivuje m. soleus. Aktivace m. triceps surae se začne aktivovat při odvíjení paty až po odvíjení špičky. Vyvíjí sílu přesahující váhu těla a posunuje tělo vzhůru a vpřed. M. tibialis posterior se nejvíce aktivuje během střední části oporné fáze (Véle, 2006).

### **Svaly aktivující se při švihové fázi kroku dle Véleho**

V oblasti páteře se aktivují zejména mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus abdominis externus na straně, kam se otáčí pánev, m. obliquus abdominis internus na opačné straně a také mm. erector spinae. Na držení pánve v horizontální poloze se uplatňují m. iliopsoas, m. quadratus lumborum téže strany a m. gluteus medius na druhé straně.

V kyčelním kloubu se při flexi v kyčli aktivuje m. iliopsoas, dále zpočátku dochází k aktivaci m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris a m. sartorius. Flexory kolenního kloubu se aktivují i při extenzi v koleně, aby došlo ke zpevnění oporné báze končetiny při dopadu. Ve druhé polovině švihu pracuje skupina adduktorů a ke

konci švihové fáze se mírně aktivuje i skupina svalů gluteálních. Rychlejší chůze vede ke zvýšení aktivity m. rectus femoris, m. sartorius a m. tensor fasciae latae.

V kolenním kloubu se při extenzi aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexorů kolene. Jejich aktivita stoupá s rychlostí chůze (Véle, 2006).

## **5.6 Problematika uzavřených a otevřených řetězců**

Pojem kinematický řetězec zavedl ortoped Steindler v padesátých letech 20. století. Steindler také rozdělil řetězce na otevřené a uzavřené. Nejjednodušším pohybovým řetězcem je soustava dvou přilehlých článků spojených kloubem, které označujeme jako kinematický pár. Dále rozeznáváme řetězce jednoduché neboli sériové, kde každý článek je součástí dvou kinematických párů a řetězce větvené neboli komplexní, kde segment je kloubně spojen s více články (Dvořák, 2005).

Dle Dvořáka za otevřený řetězec považujeme ten, který má jeden konec označovaný jako distální volný, a druhý proximální, je pevně fixován. Řetězec uzavřený má fixovány konce oba (Dvořák, 2005).

Vařeka definuje otevřený kinematický řetězec jako takový, kde je možné měnit postavení v jednom kloubu bez změny postavení v ostatních. To jsou například pohyby v kloubech horních končetin při volném stoji. Uzavřený kinematický řetězec popisuje jako změnu postavení v jednom kloubu, která je možná pouze za současné změny postavení v dalších kloubech. Například pohyby v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech při volném stoji (Vařeka, 2002).

Dle Steindlera se o uzavřený řetězec jedná tehdy, setkává – li se terminální segment s dostatečně velkým odporem proti pohybu. Otevřený řetězec má terminální segment volný. Pokud se terminální segment střetne s odporem při svém pohybu, pohybuje se odlišně a používá se nábor jiných svalů, než by tomu bylo při pohybu nezávislém na vnější síle. Dochází totiž ke kontrakci jak agonistů, tak antagonistů, jedni koncentricky a druzí excentricky (Dvořák, 2005).

Dvořák také uvádí, že pojmy uzavřeného a otevřeného pohybového řetězce jsou zřejmě jen mezními situacemi, dochází vlastně k přechodu z jednoho řetězce na druhý a je obtížné stanovit hranici mezi nimi (Dvořák, 2005).



## 5.7 Řetězení svalů

**Svalová smyčka** je tvořena dvěma svaly upínajícími se na dvě od sebe vzdálená místa tzv. puncta fixa neboli pevná místa. Mezi těmito dvěma svaly je umístěn kostní segment, který označujeme jako punctum mobile. Poloha punctum mobile je vyvažována tahem obou svalů. Svaly patřící do svalové smyčky působí na punctum mobile jako otěže, mezi kterými je pohyblivý segment zavěšen tak, že je možné ho jak fixovat, tak jím cíleně pohybovat ve směru tahu svalů (Véle, 2006).

**Svalový řetězec** vzniká vzájemnou fyzikální a funkční vazbou svalů a svalových smyček, které jsou mezi sebou propojeny fasciálními, šlachovými a kostními strukturami do řetězce tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je řízena z CNS. Při pohybu může pracovat několik řetězců současně, díky tomu dochází k rozšíření flexibility a adaptability pohybové soustavy jako celku. Všechny zřetězené svaly nemusí pracovat synchronně ve všech svých člancích a pomocí CNS je umožněno zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného časového rozvrhu, kterým se pohyb svalů koordinuje, čímž je dosaženo přesnosti pohybu při úspoře energie (Véle, 2006).

### **Svalové řetězce působící na dolní končetinu**

Při dotyku nohy s podložkou dochází k tříbodové opoře, kdy zatížení končetiny směřuje do tří bodů, kterými je pata, metatarz palce a metatarz malíku. Mediální plocha nohy je bez kontaktu, protože dochází k vyklenutí planty vzhůru a tvoří hlavní část podélné nožní klenby. Proti tendenci klopení kalkaneu působí m. flexor hallucis longus. Femur s tibií tvoří dlouhou vertikální páku, proti které stojí krátké držadlo talu. Rotace femuru se přenáší ve stoji až na pánev. Pohyby v kyčelním kloubu ovlivňují postavení a funkci nohy (Véle, 2006).

Noha spolupracuje s femurem prostřednictvím mm.gastrocnemii, s tibií a fibulou vzadu přes flexory a vpředu přes extenzory a mm.peronei (Véle, 2006).

### **Řetězec spojující nohu s hrudníkem**

- Os cuneiforme I – m.peroneus longus – tibia – fascia. cruris – m.biceps femoris + m. adductor longus – m.obliquus abdominis internus – m.obliquus abdominis externus – hrudník

### **Třmen držící podélnou klenbu nohy**

- Fibula – m.peroneus longus – metatarz I – os cuneiforme I – m.tibialis anterior – tibia
- Fibula – m.peroneus brevis – calcaneus – os cuboideum – m.tibialis posterior – tibia

### **Krátký řetězec mezi pánví a femurem**

- Os ilium – m.gluteus maximus – femur – m.iliacus – os ilium – femur – m.psoas – lumbální páteř – os sacrum – os ilium

### **Dlouhý řetězec mezi pánví a lýtkem**

- Spina iliaca – m.rectus femoris – tibia – semisvaly – tuber ischiadicum – fibula – m.biceps femoris – tuber ischiadicum

(Véle, 2006).

## **5.8 Posturální stabilita**

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002).

Posturální stabilita je schopnost udržet pozici těla COM Centre of Mass, těžiště v rámci limitů stability Base of Support, báze opory (Cook, Woollacott, 2001).

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. Postura je zajištěna vnitřními silami, hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (Vařeka, 2002). Dylevský (2009) definuje posturu jako dynamický proces udržování polohy těla a jeho částí před započítím a po skončení pohybu. Postura tedy pohyb předchází a po provedení pohybu se posturální systém snaží dosaženou polohu udržet (Dylevský, 2009). Zaujetí a udržení postury je rozhodující součástí všech motorických programů (Vařeka, 2002).

Podle Magnuse provází postup člověka jako jeho stín (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001). Před provedením každého pohybu musí být člověk schopen zaujmout aktivní polohu, kterou můžeme nazvat posturou. Tuto aktivní polohu zaujímá automaticky každý člověk, tuto schopnost nazýváme posturální aktivitou. Jako atitudu označujeme aktivní polohu těsně před začátkem pohybu, kdy vlastní pohyb ještě neprobíhá, ale v určitých svalových skupinách se již začíná objevovat zvýšená aktivita (Vařeka, 2000). Atituda je tedy postup nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb (Vařeka, 2002).

Čápová uvádí faktory ovlivňující změnu postury v atitudu:

- Limbický systém – při tvorbě atitudy má největší význam, protože iniciuje pohyb jako chtěný a nechtěný a vytváří průvodní emoci, která je nutná pro realizaci zamýšleného pohybu. Dále rozhoduje o uložení pohybu do paměti jako pohybový program. Limbický systém pravděpodobně spouští logistiku, zásobování potřebnými látkami pro zajištění správného průběhu pohybového záměru.
- Důležitým faktorem je dřívější zkušenost.
- Stav vnitřního a zevního prostředí a působení veškeré aference exteroceptorů, proprioceptorů, interoceptorů a telereceptorů.
- Stav nocicepcí (Čápová, 2008).

Posturální funkce přispívá svojí pohyb brzdící činností ke zlepšení pohybové koordinace, která je vnímána jako pohybová jistota (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001).

Pro zajištění posturální stability mají zásadní význam tři složky: zraková, vestibulární a propioceptivní. Nejdůležitější podíl pro udržení posturální stability v klidovém stoji má především propiocepce. Avšak vyřazení zraku nebo vestibulárního aparátu má v této situaci stejný dopad jako při vyřazení propiocepce (Vařeka, 2002). Propriocepce představuje systém hluboké citlivosti. Dává nám informace ze šlach, svalů, kloubních pouzder a ligament (Jirák, 2003). Vestibulární systém se uplatňuje především při rotačních pohybech a jiných rychlých změnách polohy hlavy (Vařeka, 2002). Tato informace je porovnávána s informacemi zrakovými a propioceptivními, zejména z krční páteře, z klíčových kloubů i z plosek nohou (Véle, 2006).

Velmi významně se zde uplatňuje také exterocepce. Největší úlohu mají taktilní receptory, které jsou důležité pro kontrolu tření, toto je významným faktorem při zajištění posturální stability (Vařeka, 2002).

Při zajištění posturálního programu mají základní význam osová struktura těla, ale velká část posturálních pohybových aktivit má globální charakter. V procesu postury se aktivují i struktury pohybového systému pletenců a končetin. Důležitou roli v zajištění postury hrají také periferní a centrální nervový systém (Dylevský, 2009).

Stabilitou označujeme míru úsilí potřebného k dosažení změny polohy tělesa z klidové polohy. Stabilita osového orgánu je základnou stability celkové. Stabilita osového orgánu je bází, ze které vychází účelově řízený pohyb (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001).

O stabilitě těla rozhoduje poloha těžiště (Dylevský, 2009). Těžiště (Centre of Mass) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému (Vařeka, 2002). Stabilita těla se zvyšuje zvětšením hmotnosti těla, snížením těžiště, zvětšením podpěrné plochy a v neposlední řadě fixací jednotlivých tělních segmentů, zejména fixováním postavením kloubů (Dylevský, 2009). Fyziologický pohyb se nemůže realizovat bez stability labilního motorického systému (Čápková, 2008).

Posturální motorika není pouze záležitostí vzpřímeného držení a bipedální lokomoce. Není spojena jen s vertikálním držením těla, ale posturální motorické funkce se postupně vyvíjejí a zdokonalují v motorické ontogenezi již od narození (Čápková, 2008).

## **5.9 Posturální ontogeneze**

Vojta: „Posturální ontogeneze, jejímž vrcholem je u člověka bipedální lokomoce, se začala vyvíjet u *Homo habilis* asi před čtyřmi miliony let. Za tuto dobu asi 150 000 generací absolvovalo pravidelně geneticky určenou vývojovou dráhu“ (Vojta, 1993).

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

Správný model držení páteře vychází z vývojové kineziologie. Během posturální ontogeneze uzrává držení těla, stabilizace páteře a současně je dokončován i morfologický vývoj skeletu (Kolář, 2005).

Dle Koláře (2002) je pro vývoj držení těla podstatné, že na rozdíl od zvířat se člověk rodí centrálně a také morfologicky značně nezralý. Teprve v průběhu vývoje uzrává CNS a tím i účelově zaměřená funkce svalů. Hlavním předmětem posturální ontogeneze je vývoj držení, schopnost zaujetí polohy v kloubech a s tím spojená lokomoce. Při vývoji držení těla se postupně uplatňují svalové synergie, které jsou v mozku uloženy jako matrice. Svaly se do držení těla zapojují automaticky v závislosti na optické a emoční potřebě dítěte. V průběhu posturální ontogeneze tak uzrává držení, které je pouze lidské (Kolář, 2002).

Vojta (1995) rozděluje první rok života dítěte na čtyři období:

1. Holokinetické stadium – 1. až 6. Týden
2. Přejít z holokineze do začátku cílené motoriky – 7. až 13. Týden
3. Příprava první lidské lokomoce – 4. až 7,8. Měsíc
4. Lidská vertikalizace

V holokinetickém stadiu jsou charakteristické primitivní reflexy. Jsou to tonické šíjové reflexy, tonické labyrintové reflexy a primitivní vzpěrné reflexy. V tomto období se také objevuje neonatální automatismus chůze (Vojta, 1995). Novorozenec ani raný kojeneček nejsou schopni cíleně vytvářet atitudu. Řízení motoriky v tomto období je na nízké úrovni a reflexní motorika se vyznačuje fyzickými pohyby končetin, kde se uplatňují reciproční vztahy mezi agonisty a antagonisty (Čápová, 2008).

Okolo šesti týdnů, ustupuje dominance míšňní a kmenová v řízení motoriky a dítě začíná uplatňovat posturální motoriku proti gravitačnímu vlivu. Rozvíjí se motivace ke kontaktu se

světem a antigravitační mechanismy. Na končetinách se tvoří opěrné body, mění se pohybující se segmenty (Čápková, 2008). Na konci třetího měsíce je dítě schopno napřímít trup a zacentrovat kořenové klouby končetin, což později dítěti umožňuje dosáhnout optimálního způsobu vzpřímeného držení a lokomoci. Vzor třetího měsíce je považován za rozhodující pro následující motorický vývoj dítěte a kvalitu jeho lokomoce během celého života (Vařeka, Dvořák, 1999).

V polovině čtvrtého měsíce dochází k napřimění osového orgánu, které je zajištěno rovnovážnou funkcí autochtonní muskulatury v celém jejím rozsahu, od kosti týlní po kost křížovou (Kolář, 1998). V průběhu druhého trimenonu již posturální vývoj umožňuje i oporu asymetrickou s opěrnými body loket – homolaterální oblast pánevního pletence – kontralaterální koleno, tato opora následně umožní radiální úchopové funkce. Ke konci druhého trimenonu je dítě schopno přetáčení z polohy na zádech do polohy na bříše (Dvořák, Vařeka, 1999).

První pokusy o lokomoci vznikají u dítěte plazením, pokročilejším druhem lokomoce je lezení, při kterém dítě používá všechny čtyři končetiny, ale trup zůstává v horizontální poloze bez kontaktu s opěrnou plochou. Opornými body jsou kolena a ruce (Véle, 2006). Vertikalizační tendence je projev instinktivní, lidsky pudový (Vojta, 1995). Období mezi 12. – 14. Měsícem věku je obdobím, kdy je dosažena bipedální lokomoce (Vojta, 2003). K posturálně zajištěné bezpečné bipedální chůzi bez vnější opory dochází tehdy, až dítě získá schopnost stabilizace vertikálního postavení těla na jedné noze po dobu 2 – 3 sekund (Véle, 2006).

Sociální bipedální lokomoce, tou rozumíme lokomoci po nerovné půdě, kdy již dochází k synkinézám končetin se objeví až po 15. Měsíci (Vojta, 1995).

Vývoj lokomoce dítěte v prvním roce života lze charakterizovat jako postupnou verzikalizaci se zužováním opěrné báze, kdy roste labilita polohy. Vertikalizace je v optimálním případě provázená napřimováním z původně flekční polohy a vnitřní rotace jednotlivých kořenových kloubů končetin do napřimového držení s možností zevní rotace v kořenových kloubech končetin. Primárně je vzpřímené držení udržováno pomocí tzv. posturálních svalů, při optimálním vývoji se podílí na udržení vzpřímeného držení také svaly fyzické (Vařeka, 2000).

## 5.10 Evoluční aspekty

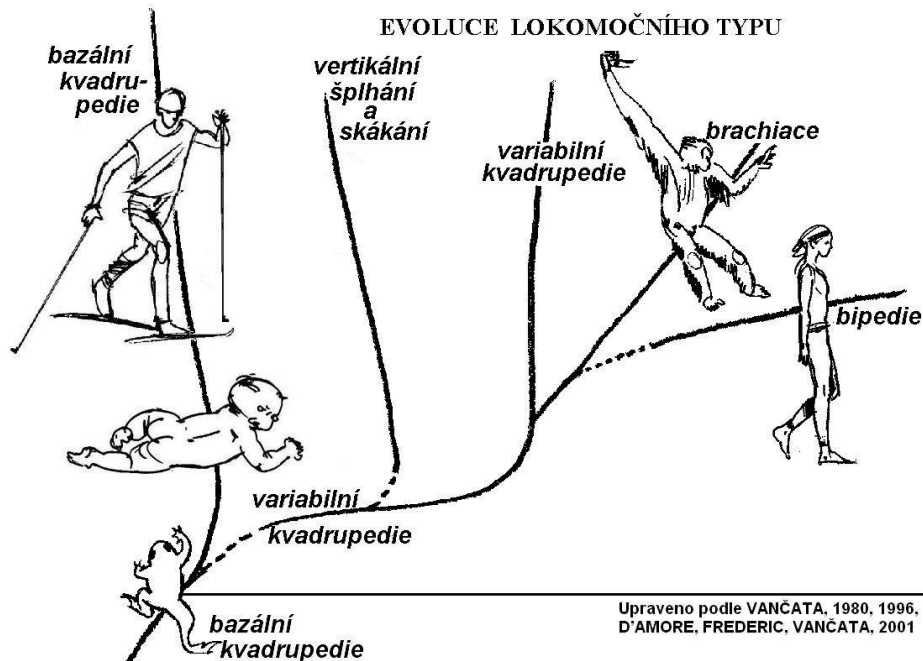
Evoluční úspěch člověka se připisuje jeho vertikalizaci a osvojení si tak zvané dvounohé chůze neboli bipedie. Vzpřímená postava a chůze po dvou je považována za klíčový moment tzv. hominizace (Civínová, 2007).

Dle Dylevského (2009) : „Člověk má ruku opice řízenou lidským mozkem, ale noha je specificky lidský evoluční produkt“. (Dylevský, 2009).

Hominizace neboli polidštění, je proces specifických změn v evoluci čeledi *Hominidae* (orangutani, gorily, šimpanzi a lidé), který předcházal, podmiňoval a rozvíjel znaky typické pro fylogenetickou linii vedoucí od miocénních lidoopů k modernímu člověku. Je označován jako komplexní proces zahrnující všechny aspekty biologické, od genetických až po somatické, chování, ekologie, sociální strukturu i kulturu v širokém slova smyslu (Vančata, 2005).

Podstata hominizace probíhá ve třech etapách změny kostry:

- U všech zástupců hominoidea došlo k rozšíření a zploštění hrudníku a změnám ve stavbě horní končetiny, je umožněna rotace v ramenním kloubu.
- Vzpřímení postavy a bipedie, změny v oblasti pletence pánevního a dolní končetiny
- Změny ve stavbě lebky a ruky, zvětšování mozkovny, zmenšování obličejové části (Vondráček, 1994).



Obr.č.12 (Vančata, 2001)

Vznik čeledi Hominidae je dle Vančaty (2005) jedna z nejvíce diskutovaných otázek mezi paleoantropology a evolučními antropology. Vznik čeledi Hominidae má svůj původ již hluboko v miocénu (Vančata, 2005).

Na počátku evoluce homininů se nejednalo o bipedii podobnou dnešnímu člověku, bipední chůze se lišila nejen svým významem, ale i biomechanikou bipední lokomoce. Vznik bipedie byl spojen se změnami v chování a sociální struktury, změnami v ontogenezi, ale nepředpokládají se výrazné změny v morfologii a biomechanice lokomočního aparátu. Bipédie zřejmě vznikala v ekosystémech, kde nebyl vysoký predáční tlak, protože nejstarší hominidé nebyli obratní běžci (Vančata, 2005).

Evoluce hominidů je završena druhem *Homo sapiens sapiens*. Tento druh se vyznačuje efektivní volnou bipedální chůzí ve vertikální, vzpřímené poloze těla a optické orientaci v horizontální rovině při chůzi odpovídá postavení krční páteře (Kračmar, 2008).

Počátky vzpřímené chůze po dvou končetinách jsou předpokládány u předchůdce člověka *Australopithecus afarensis* v době před 7 až 6 miliony let (Kračmar, Vystrčilová, 2010). První bipední australopitékové se vyvinuli v Africe v období zvaném miocén. To byl teprve počátek evoluční linie vedoucí k bipedii moderního člověka. Vzpřímená postava adaptována na velmi častou nebo výlučnou bipedii je charakteristická pro zástupce podčeledi Homoninae (Civínová, 2007).

Lidská bipedální lokomoce je základním pohybovým projevem člověka. Podle výsledků srovnávací analýzy bipedie člověka a současných primátů a opic, je lidská bipedální lokomoce označována jako lokomoce s vyšší mírou efektivity (Kračmar, Vystrčilová, 2010).

Vývoj dvounohé lokomoce má mnoho souvislostí. Bipedně se pohybují nejen savci, plazi a ptáci. Lidská bipedie není výjimečná pouze využitím dvou končetin, ale využitím dvou končetin současného vzpřímení těla a propnutými koleny (Dylevský, 2009).

Z evolučního pohledu je základem lidské chůze kvadrupedální lokomoce suchozemských tetrapodů, která vznikla před 400 miliony let v procesu přechodu obratlovců na souš (Kračmar, Vystrčilová, 2010). Vývoj suchozemských čtvernožců začal tedy v prvním devonu. Předchůdce dnešních tetrapod je podle dostupných znalostí považován obojživelník *Acanthostega gunneri*, podobnou stavbu těla měl i devonský obojživelník *Ichthiostega stensioei*, který byl označován za prvního čtvernohého obratlovce (Dylevský, 2009). U druhu *Ichthiostega* začal být pohyb neurofyziologicky organizován z vlnitého charakteru pohybu ve vodním prostředí směrem ke zkříženému kvadrupedálnímu vzoru (Vacková, 2004).



Ichthiostega a Acanthostega mají zachovaný ploutvovitý ocasní lem, z čehož vyplývá, že dominantním prostředím pro ně byla voda (Dylevský, 2009).

Obratlovci vstoupili na souš prostřednictvím ploutví přetvořených na končetiny. Aby byla umožněna lokomoce na pevném povrchu, vznikl tento kvadrupedální lokomoční vzor, jako pokračování pravolevého vlnění trupu, které vytváří propulzní sílu ve vodním prostředí (Kračmar, Vystrčilová, 2010). Velmi významně se liší postup evoluce přední a zadní končetiny a to zejména v oblasti pletenců. Přední končetiny byly nejprve napojeny na zadní okraj lebky, ovšem pro pohyb na souši bylo nutné oddělit kosti pletence od lebky, to obnášelo zmnožení elementů pletence a jejich posunutí kaudálním směrem. Zadní končetiny jsou připojeny horizontálně uloženým pánevním pletencem, který je připojen na příčné výběžky křížových obratlů. Přeměna párových ploutví na kráčivé končetiny není samostatný proces týkající se pouze končetin. V období devonu dochází zároveň s vývojem kráčivých končetin i ke zvětšení pletenců, oploštění žeber, změnám v oblasti lebky, páteře a orgánových soustav. Je tedy možné, že se v průběhu vývoje u vodních živočichů vytvořil nejdříve suchozemský plán těla, a následně došlo k přestavbě párových ploutví na kráčivé končetiny s prsty (Dylevský, 2009).

Vančata (2005) uvádí, že i přes celou řadu studií zabývajících se aspekty bipední lokomoce hominidů není stále jasné, zde je bipedie oproti kvadrupedii energeticky výhodná nebo ne (Vančata, 2005).

Bipední lokomoce se v ontogenezi vyvíjí mnohem složitějším způsobem, než lokomoce kvadrupedální (Vančata, 2005). U člověka v průběhu jeho ontogeneze je také kvadrupedální způsob lokomoce transformován na bipedální (Kračmar, 2007).

## 5.11 *Povrchová elektromyografie*

Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují diagnostikovat stav periferního nervového systému a kosterního svalstva. Všechny elektromyografické metody vychází ze stimulace a záznamu aktivity z periferních nervů nebo ze svalů (Dufek, 1995). Východiskem pro vznik této metody byl vznik a rozvoj neurofyziologie. Počátek elektromyografie se datuje do roku 1851, kdy Reymond registroval elektrickou odpověď ze svalu při volní kontrakci (Keller, 1999).

Elektromyografie (dále EMG) je vyšetřovací metoda, která je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární aktivity. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci (ČVUT Praha, 2006).

Povrchová elektromyografie patří mezi vyšetřovací metody umožňující snímání elektrické aktivity sledovaných svalů pomocí povrchových elektrod. Povrchová EMG porovnává svalovou funkci pomocí analýzy změn elektrického potenciálu, ke kterým dochází při aktivaci svalu (Sedliská, 2007).

Elektrická aktivita svalu neboli akční potenciál vzniká, přestoupí-li depolarizační proud na úrovni prahu a vyvolá otevírání kanálů Na<sup>+</sup>, což vede ke zvýšení tzv. pozitivity uvnitř buňky a k postupnému rozvoji akčního potenciálu. Při volní aktivaci svalu se akční potenciál šíří z motorického kortexu v mozku pyramidovou drahou k buňkám předních rohů míšních, kde je předáván k motoneuronům. Z motoneuronů je akční potenciál veden všemi jeho větvemi k jednotlivým svalovým vláknům a dále se šíří po jejich membránách. U povrchové EMG prochází akční potenciál přes přilehlé svalové tkáně, tuk a kůži. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken (ČVUT Praha, 2006).

Pomocí povrchové EMG jsme schopni snímat současně akční potenciály většího množství svalů. To umožňuje sledovat velikost svalové aktivity v závislosti na čase a posloupnost v zapojování jednotlivých svalů ve smyslu mezisvalové koordinace. V žádném případě nelze zaměňovat hodnoty svalových amplitud v  $\mu\text{V}$  za jednotky síly, které charakterizují mechanické změny v průběhu pohybu konkrétního tělesného segmentu (Křištofič, Valouchová, 2005).

Vytvořený záznam označujeme jako elektromyogram. Tento záznam se často podobá vyjádření interferenčního vzorce vzniklého překrytím sumačních potenciálů z většího počtu motorických jednotek. V tomto případě nejde o prostou sumaci elektrického napětí v daném

okamžiku, ale o výsledek jejich interferencí v prostorovém vodiči, kterým může být kůže, sval a elektrody (Tlašková, 2008). Povrchový EMG záznam nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže a neposkytuje žádnou bližší informaci o elektrické aktivitě jednotlivých přilehlých motorických jednotek. EMG signál, který získáme pomocí povrchových elektrod umožňuje oproti použití jehlových elektrod globálnější posouzení elektrické aktivity svalu, protože je zde větší plocha, ze které je záznam získáván. Povrchové EMG je také snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách (ČVUT Praha, 2006).

Pro povrchové EMG se využívají povrchové elektrody, obvykle se jedná o menší kovové disky, které aplikujeme na odmaštěnou kůži a přilepujeme leukoplastí, nebo využíváme tzv. samolepící elektrody (ČVUT Praha, 2006).

Elektrody ukládáme nad svalovým bříškem a to nejblíže motorickému bodu. Referenční snímací elektroda je umístěna nad šlachou. Mezi elektrodu a kůži je aplikován vodivý gel (Tlašková, 2008). Nejvýhodnější postavení elektrod je do vzdálenosti 10 mm. Obvykle jsou elektrody lokalizovány do střední linie svalu přes největší svalové bříško mezi motorický bod a šlachu (Tlašková, 2008).

Abychom získali kvalitní EMG záznam, je nutné přesné a optimální nastavení přístrojů, správné zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách (bipolární svod), zabránění artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svaly. Zabránit všem odchylkám od základní linie EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu, je velmi obtížné. Odchylky vznikají různými elektrickými rušivými vlivy z okolí, ať už jsou to vlivy mechanické, které mají svůj původ v proměnné velikosti přechodového odporu mezi elektrodou a kůží. Výrazně mohou působit artefakty vzniklé zejména při unipolární registraci záznamem napětí z jiného svalu, která se projeví tzv. "stíny" s frekvenční věrností ale menší amplitudou. Včasná identifikace těchto artefaktů je nutná pro získání věrného záznamu. (ČVUT Praha, 2008).

## **6. Metodika výzkumu**

### **6.1. Obecná charakteristika výzkumu**

Sledování kineziologického obsahu vybraných svalů dolních končetin a břišních svalů bylo koncipováno jako primární analytická studie, kdy jsme porovnávali fázi jednoho dvojkroku chůze za použití speciálních holí a fáze dvojkroku při volné bipedální chůzi. Byla sledována aktivita vybraných svalů dolních končetin a břišních svalů při chůzi s holemi za použití EMG analýzy, analýzy kinematické. Tato svalová aktivita byla následně porovnávána s aktivitou při volné bipedální chůzi bez použití holí. Jako nástroj analýzy sloužilo porovnání timingu nástupu a odeznění aktivací sledovaných svalů dolní končetiny a břišních svalů ve spojitosti se synchronizovaně přiřazenými pozicemi probanda. Dále posouzení charakteru EMG křivky ve smyslu výskytu lokálních maxim a popis střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu. Současně při snímání EMG aktivity byl pořízen synchronizovaný videozáznam. Získaná data byla převedena do počítače a pomocí speciálního programu KaZe05 upravena. Po zpracování naměřených dat bylo možné k jednotlivým fázím pohybu přiřadit EMG záznam, který odpovídal aktivitě sledovaného svalu. Na studii spolupracovala katedra sportů v přírodě FTVS UK.

### **6.2. Metodologická poznámka**

Elektromyografie, kterou využíváme k objektivizaci svalových funkcí patří mezi velmi diskutované téma s řadou sporných názorů. Proto je nutné si uvědomit, že při EMG neměříme práci svalu ani svalovou sílu. Předmětem měření je zde elektrický potenciál, který je fenoménem při svalové aktivaci a tuto aktivaci nejuvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z aktivity motorické jednotky následně na práci svalu (Kračmar et al. 2006).

Při měření je nutné si uvědomit:

1. Kvantitativní srovnání je možné pouze na jedné osobě bez přelepování elektrod a také bez velké pauzy mezi měřeními, kdy by mohlo dojít k pocení a popřípadě odlepení elektrody. Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků.

2. Při provádění analýzy pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda, který disponuje vysokou mírou koordinace pohybu.
3. Pokud dojde k zapojení velkého počtu motorických jednotek, je možné způsobení vzájemné interference signálu, která deformuje křivku. Již od zapojení 50% motorických jednotek nedochází ke stoupání křivky lineárně a není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme ovšem konstatovat, zdali došlo ke zvětšení svalové práce u jednoho svalu nebo se svalová práce zmenšila mezi dvěma různými činnostmi.
4. Mezi dvěma různými svaly není možné poměrné posouzení svalové práce. Usuzujeme tak protože je rozdílná vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku a samozřejmě různá velikost motorických jednotek.
5. Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho místa svalu. Mluvíme-li tedy o aktivaci svalu, máme na mysli vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Pokud předpokládáme zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Pohyb je nutné simulovat co nejvěrněji tzn. tvar pohybu, charakteristika práce svalu a to ve smyslu kontrakce excentrická vs. koncentrická (Kračmar et.al.2006).

### **6.3. Charakteristika sledovaného souboru**

Pro studii jsme zvolili 6 probandů. Všichni probandi, studenti FTVS, byli sportovně založení jedinci, kteří ovšem neměli předchozí zkušenost s chůzí za použití holí, neměli tedy pevně fixovaný pohybový stereotyp chůze s holemi. Výběr probandů nebyl omezen věkem ani pohlavím. Studie se účastnili studenti, kteří měli zájem dobrovolně spolupracovat. Zpracování a prezentace výsledků probíhalo anonymně.

## **6.4. Charakteristika použitých metod**

Ve studii jsme provedli povrchové měření EMG u svalových skupin stabilizujících pánev při chůzi, dále také břišní svaly a vybrané svaly dolních končetin a to při chůzi s holemi a při volné bipedální chůzi. EMG měření jsme doplnili o jednoduchou kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu. U každého probanda jsme naměřili 2 sekvence 20 vteřin běžné bipedální chůze a 2 sekvence 20 vteřin chůze s holemi.

Časování pohybu jsme provedli na základě analýzy kroku při chůzi :

- Došlap PDK
- Stojná fáze PDK
- Odraz PDK
- Švihová fáze PDK

### **Mobilní EMG přístroj**

K účelům této práce byl použit mobilní EMG přístroj, který nám umožnil snímání elektrické aktivity vybraných svalů. Zařízení KaZe05 bylo vyvinuto na FTVS UK v Praze. Přenosné EMG umožňuje snímání potenciálů pomocí povrchových elektrod se sedmi kanály pro přenos EMG potenciálů ze svalů a osmým kanálem pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. EMG zařízení o hmotnosti 1,2 kg bylo při experimentu nesené přímo na těle probanda. Každý z probandů byl monitorován při chůzi s holemi a následně při běžné bipedální chůzi. Dále jsme sledovali aktivitu svalů v průběhu jednoho krokového cyklu.

### **Technická specifikace EMG přístroje**

Výrobce a autor: Karel Zelenka, UK FTVS v Praze

Charakteristika: nezávislý polyelektromyografický přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů

Počet měřících kanálů: 8 (z toho 7 pro EMG měření a 1 pro synchronizaci s videozáznamem)

Vzorkování: 200 Hz

Frekvence: 30 – 1200 Hz při 3 dB/kanál

Stupeň citlivosti: nastavitelný v rozmezí 6 – 0,05 mV

Elektrody: 7 dvojic plochých elektrod o průměru 7 mm se vzdálenostmi středů 25 mm

### **Technické specifikace použité kamery**

Typ: digitální videokamera CANON HDV 1080i SONY

Rozlišení: 3,1 megapixely

Frekvence snímání obrázků: 50 obr./sec.

### **6.5. Sledované svaly a jejich funkce**

Svaly jsme vybírali na základě jejich funkce a uložení jak jsou uvedeny v publikacích Čiháka (2001), Dylevského (2009), a Jandy (1996). Byly sledovány svaly na levé straně těla s výjimkou mm.obliqui externi, kde jsme měřili svaly bilaterálně.

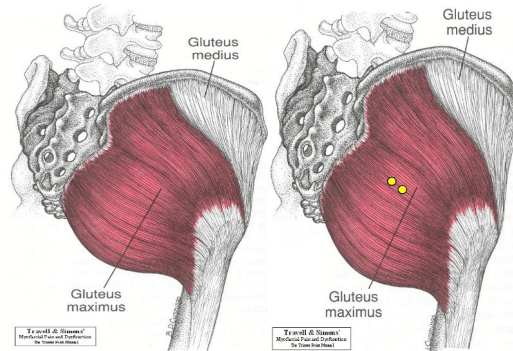
Měřená skupina svalů:

1. M. glutaeus maximus
2. M. glutaeus medius
3. M. tensor fasciae latae
4. M. obliquus externus abdominis
5. M. rectus abdominis
6. M. adductor magnus

## Funkce měřených svalů a lokalizace elektrod

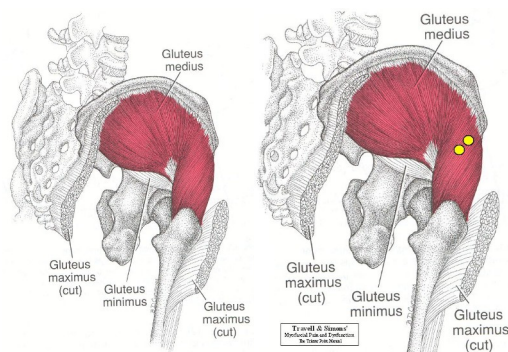
*Musculus gluteus maximus* – začíná na zadní straně os ilii, os sacrum, kostrči a ligamentum sacrotuberale. Sval se upíná na tractus iliotibialis.

Funkcí svalu je zejména extenze, dále zevní rotace, abdukce a addukce v kyčelním kloubu. (Feneis, 1996).



Obr.č. 13 *M.gluteus maximus* (Travell, Simons, 1999)

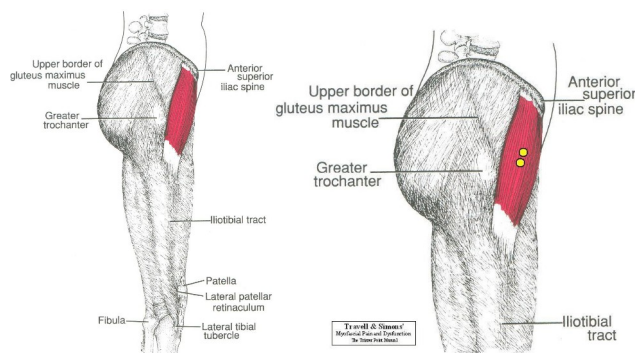
*Musculus gluteus medius* – začíná na zevní ploše kosti kyčelní a upíná na trochanter major. Hlavní funkcí svalu je abdukce v kyčelním kloubu (Janda, 2004). Přední část svalu dopomáhá při antevertzi pánve a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Důležitou úlohu má tento sval při stabilizaci polohy pánve ve frontální rovině a stabilizaci pánve při chůzi (Véle, 2006).



Obr.č. 14 *M. gluteus medius* (Travell, Simons, 1999)

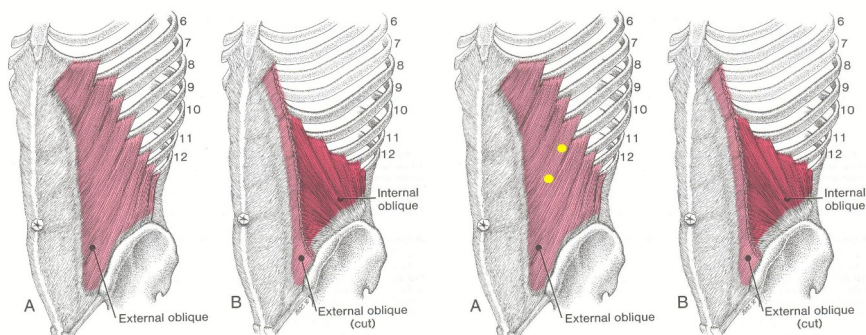
*Musculus tensor fasciae latae* – sval začíná na zevní ploše kosti kyčelní od spina iliaca anterior superior a upíná se do tractus iliotibialis. Funkcí svalu je dopomoc při flexi, abdukci a vnitřní rotaci kyčelního kloubu (Čihák, 2001).





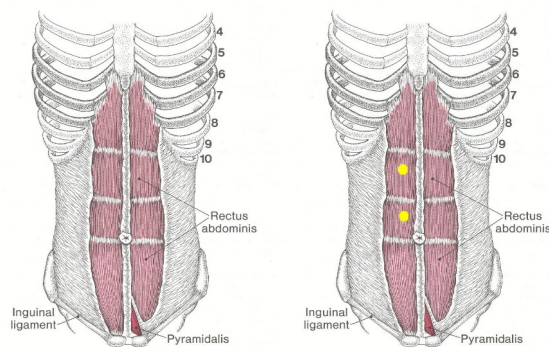
Obr.č. 15 *M. tensor fasciae latae* (Travell, Simons, 1999)

*Musculus obliquus externus abdominis* – je rozsáhlý plochý sval, který začíná jako osm zubů na osmi posledních žebrech a upíná se na labium externum cristae iliacaе. Funkcí svalu při jednostranné kontrakci je uklánění páteře na kontrahovanou stranu a rotuje páteř na stranu protilehlou. Při oboustranné kontrakci je tento sval synergistou pro *musculus rectus abdominis* (Čihák, 2001).



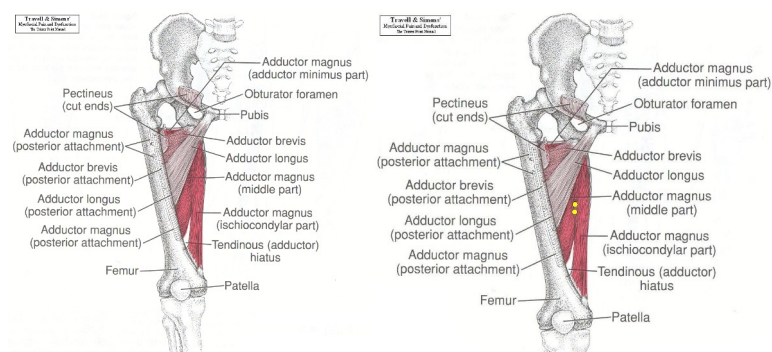
Obr.č. 16 *M. obliquus externus abdominis* (Travell, Simons, 1999)

*Musculus rectus abdominis* – sval začíná na 5. – 7. chrupavce žeberní, dále na procesus xiphoideus a upíná se na okraj spony stydké a tuberculum publicum (Janda, 2004). Základní funkcí je flexe trupu, uplatňuje se při kaudálním stahování hrudníku (Feneis, 1996). Tento sval také spolupůsobí při břišním lisu a je pomocným svaem výdechovým (Čihák, 2001).



Obr.č 17 *M. rectus abdominis* (Travell, Simons, 1999)

*Musculus adductor magnus* - sval začíná na dolním ramenu kosti stydké a upíná se po celé délce labium mediale lineae asperae až na epicondylus medialis femoris (Janda, 2004). *Musculus adductor magnus* společně s ostatními adduktory působí addukci v kyčelním kloubu, dále pomáhají při flexi v kyčli. Jsou v antagonistickém vztahu k *m. glutaeus medius*, *m. tensor fasciae latae* a v neposlední řadě ovlivňují dynamickou stabilizaci chůze (Véle, 2006).



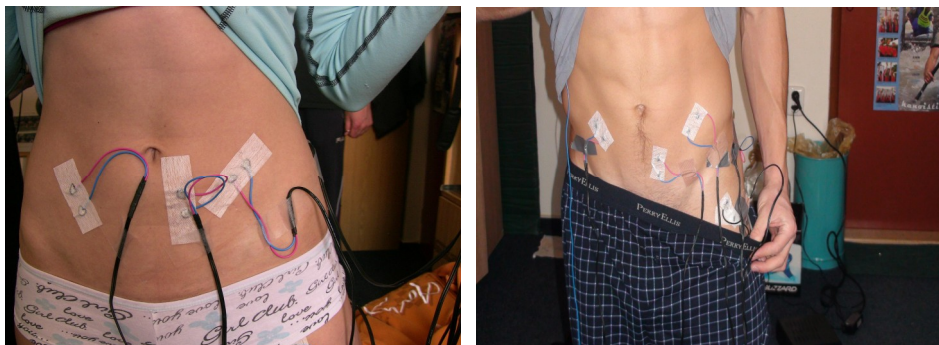
Obr.č.18 *M. adductor magnus* (Travell, Simons, 1999)

## 6.6. Lokalizace elektrod

Lokalizaci elektrod přibližují následující obrázky, kde je znázorněno jejich uložení pro snímání EMG signálu ze sledovaných svalů.



Obr.č. 19 Uložení elektrod *m. gluteus maximus* a *m. gluteus medius*



Obr.č. 20 Uložení elektrod *m. obliquus externus abdominis* a *m. rectus abdominis*



Obr.č. 21 Uložení elektrod *m. tensor fasciae latae*

## **6.7. Popis techniky měření**

Před začátkem měření jsme nejdříve vybrali vhodná místa a svaly na těle probandů pro uložení povrchových elektrod. Pro výběr a palpaci svalů jsme použili fyzioterapeutické vyšetřovací postupy, například svalový test dle Jandy. U vybraných svalů jsme simulovali pohyb do jejich funkce a následně palpovali v místě svalových bříšek. Na označená místa jsme umístili elektrody. Poté jsme provedli kalibraci přístroje a několik testů, abychom si ověřili spolehlivost přístroje a následně naměřených výsledků. Dále následovalo vlastní měření, kdy měření jednoho probanda probíhalo v časovém rozmezí 2 – 2,5 hodin.

### **Výběr pohybu pro měření**

Pro měření byla zvolena běžná bipedální chůze a chůze s použitím speciálních holí. Bipedální chůze i nordic walking byl prováděn v reálných podmínkách, do mírného kopce se stoupáním cca 10°.

### **Popis místa měření a použitého vybavení**

Měření probíhalo v blízkosti vodní nádrže Džbán, na travnaté ploše a mírném kopci, kde bylo možné měřit aktivitu svalů pomocí mobilního EMG přístroje v podmínkách, ve kterých je nordic walking běžně prováděn. Jako zvláštní vybavení byly použity celokarbonové, dvojdílné hole Exel.

## 7. Výsledky práce

Pro zpracování a porovnávání výsledků byli vybráni 2 probandi, jejichž data měla odpovídající kvalitu pro zpracování výsledků. U předchozích čtyř probandů došlo k výraznému zkreslení dat, což bylo způsobeno technickými problémy při měření.

Tabulka č. 1 ukazuje maximální korelaci křivek EMG mezi sledovanými svaly u probanda č. 1 při chůzi s holemi.

	<b>1.m. glut.max.</b>	<b>2. m.glut. med.</b>	<b>3.m. add. magnus</b>	<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	<b>5.m. rect. abdom.</b>	<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>
<b>1.m. glut. max.</b>	1	0,50	0,80	0,60	0,86	0,73	0,59
<b>2. m.glut. med.</b>	0	1	0,60	0,79	0,71	0,69	0,42
<b>3.m. add. magnus</b>	0	0	1	0,61	0,64	0,53	0,67
<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	0	0	0	1	0,56	0,47	0,41
<b>5.m. rect. abdom.</b>	0	0	0	0	1	0,70	0,50
<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	0	0	0	0	0	1	0,47
<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>	0	0	0	0	0	0	1

*Tab 1: Maximální korelace křivek EMG mezi sledovanými svaly u probanda č.1 při chůzi s holemi*

Průměrná délka krokového cyklu – perioda: 1,065

Směrodatná odchylka: 0,101

Tabulka č. 2 ukazuje maximální korelaci křivek EMG mezi sledovanými svaly u probanda č. 1 při chůzi bez holí.

	<b>1.m.glut. max.</b>	<b>2. m.glut. med.</b>	<b>3.m. add. magnus</b>	<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	<b>5.m. rect. abdom.</b>	<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>
<b>1.m. glut. max.</b>	1	0,53	0,76	0,65	0,67	0,66	0,59
<b>2. m.glut. med.</b>	0	1	0,70	0,6	0,85	0,72	0,82
<b>3.m. add. magnus</b>	0	0	1	0,72	0,75	0,73	0,80
<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	0	0	0	1	0,64	0,54	0,65
<b>5.m. rect. abdom.</b>	0	0	0	0	1	0,78	0,78
<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	0	0	0	0	0	1	0,70
<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>	0	0	0	0	0	0	1

*Tab.2: Maximální korelace křivek EMG mezi sledovanými svaly probanda č. 1 bez holí*

Průměrná délka krokového cyklu – perioda: 1,085

Směrodatná odchylka: 0,036

Tabulka č. 3 ukazuje maximální korelaci křivek EMG u sledovaných svalů probanda č. 2 při chůzi s holemi.

	<b>1.m.glut. max.</b>	<b>2. m.glut. med.</b>	<b>3.m. add. magnus</b>	<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	<b>5.m. rect. abdom.</b>	<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>
<b>1.m. glut. max.</b>	1	0,77	0,80	0,61	0,85	0,59	0,62
<b>2. m.glut. med.</b>	0	1	0,59	0,52	0,66	0,54	0,48
<b>3.m. add. magnus</b>	0	0	1	0,70	0,66	0,74	0,61
<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	0	0	0	1	0,70	0,38	0,61
<b>5.m. rect. abdom.</b>	0	0	0	0	1	0,46	0,61
<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	0	0	0	0	0	1	0,53
<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>	0	0	0	0	0	0	1

*Tab.3: Maximální korelace křivek EMG u sledovaných svalů probanda č. 2 při chůzi s holemi*

Průměrná délka krokového cyklu – perioda: 1,015

Směrodatná odchylka: 0,029

Tabulka č. 4 ukazuje maximální korelaci křivek EMG u sledovaných svalů probanda č. 2 při chůzi bez holí.

	<b>1.m.glut. max.</b>	<b>2. m.glut. med.</b>	<b>3.m. add. magnus</b>	<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	<b>5.m. rect. abdom.</b>	<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>
<b>1.m. glut. max.</b>	1	0,59	0,69	0,71	0,71	0,72	0,54
<b>2. m.glut. med.</b>	0	1	0,63	0,54	0,69	0,53	0,73
<b>3.m. add. magnus</b>	0	0	1	0,63	0,66	0,53	0,64
<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	0	0	0	1	0,72	0,61	0,53
<b>5.m. rect. abdom.</b>	0	0	0	0	1	0,76	0,48
<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	0	0	0	0	0	1	0,69
<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>	0	0	0	0	0	0	1

*Tab. 4: Maximální korelace křivek EMG u sledovaných svalů probanda č. 2 při chůzi bez holí*

Průměrná délka krokového cyklu – perioda: 1,03

Směrodatná odchylka: 0,125



V tabulce č. 5 jsou uvedeny fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného kroku v intervalu 0% až + 100% vztažené ke svalu m. glutaeus maximus u probanda č. 1.

	Chůze s holemi	Chůze bez holí
<b>1.m. glut. max.</b>	0%	0%
<b>2. m.glut. med.</b>	91%	76%
<b>3.m. add. magnus</b>	95%	3,2%
<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	64%	18,9%
<b>5.m. rect. abdom.</b>	77%	76%
<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	47,4%	43,3%
<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>	49,3%	47%

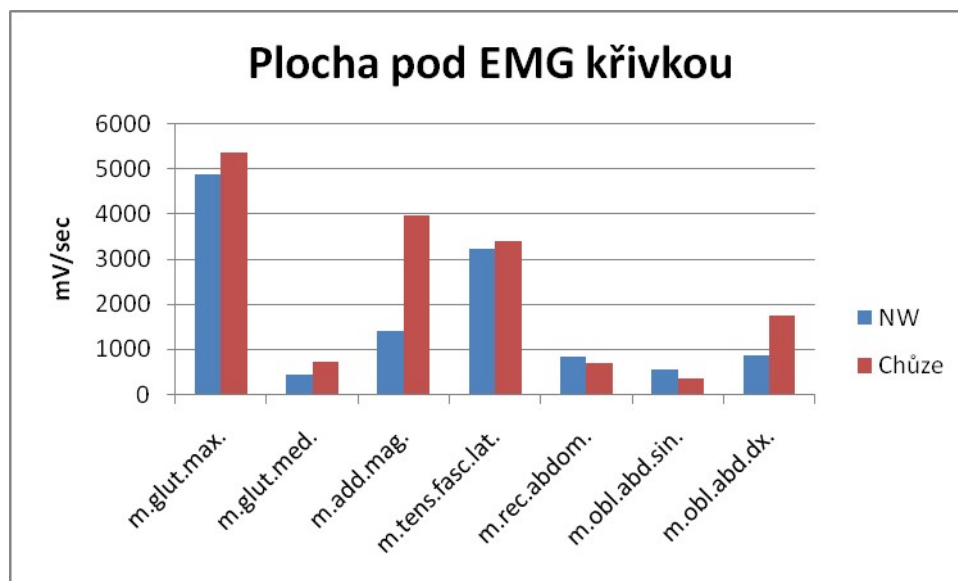
*Tab.5: Fázové posuny nástupů EMG potenciálů měřených svalů průměrného kroku u probanda č. 1*

V tabulce č. 6 jsou uvedeny fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného kroku v intervalu 0% až + 100% vztažené ke svalu m. glutaeus maximus u probanda č. 2.

	Chůze s holemi	Chůze bez holí
<b>1.m. glut. max.</b>	0%	0%
<b>2. m.glut. med.</b>	13,3%	45,6%
<b>3.m. add. magnus</b>	65%	64%
<b>4.m.tens. fasc.latae</b>	18,7%	91%
<b>5.m. rect. abdom.</b>	22,2%	3,9%
<b>6.m. obl. abdom.sin.</b>	97%	20,9%
<b>7.m.obl. abdom.dx.</b>	40,9%	16,5%

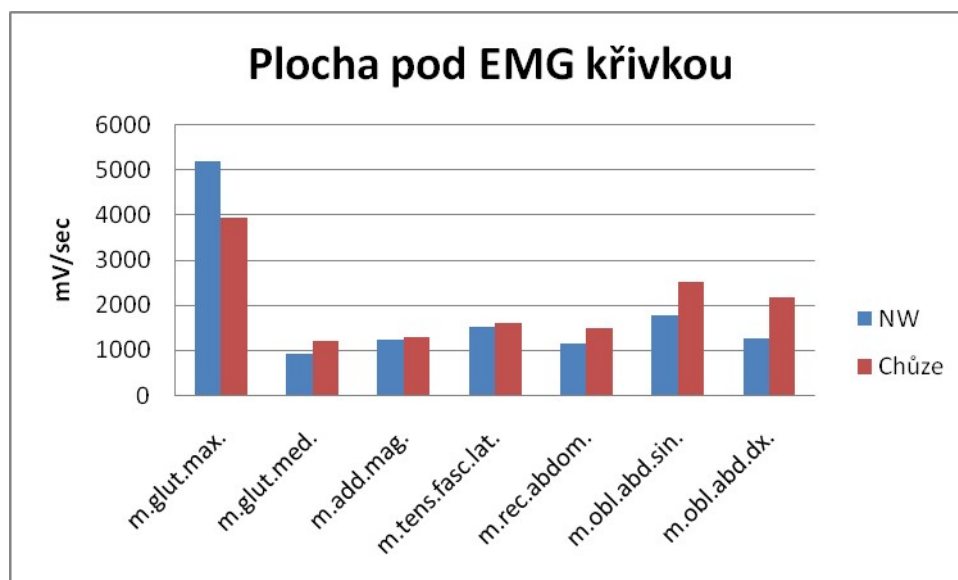
*Tab.6: Fázové posuny nástupů EMG potenciálů měřených svalů průměrného kroku u probanda č. 2*

V grafu č. 1 jsou uvedeny hodnoty plochy pod křivkou EMG jednoho krokového cyklu probanda č. 1.



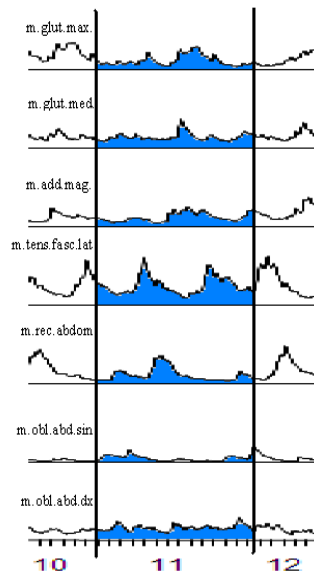
Graf č.1 Hodnoty plochy pod křivkou EMG u probanda č. 1

V grafu č. 2 jsou uvedeny hodnoty plochy pod křivkou EMG jednoho krokového cyklu probanda č. 2.



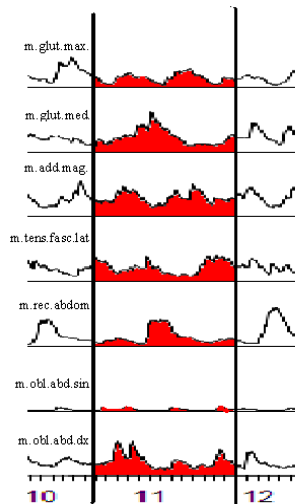
Graf č. 2 Hodnoty plochy pod křivkou EMG u probanda č.2

Graf č. 3 znázorňuje intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při nordic walking u probanda č. 1.



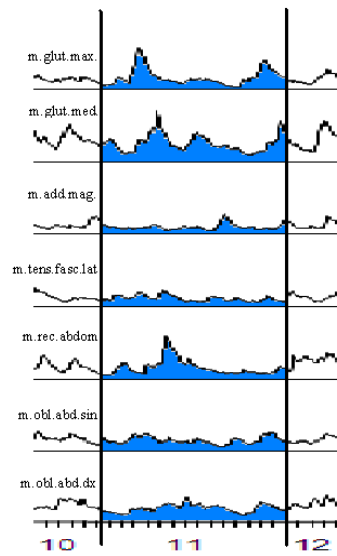
*Graf č. 3 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při nordic walking u probanda č. 1*

Graf č. 4 znázorňuje intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu bipedální chůze bez holí u probanda č. 1.



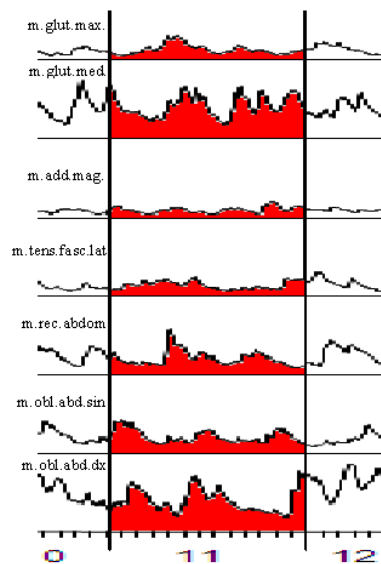
*Graf č. 4 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při nordic walking u probanda č. 1*

Graf č. 5 znázorňuje intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při nordic walking u probanda č. 2



*Graf č. 5 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při nordic walking u probanda č. 2*

Graf č. 6 znázorňuje intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu bipedální chůze u probanda č. 2



*Graf č. 6 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu bipedální chůze u probanda č. 2*

## 8. Diskuze

Pro metodické objasnění používáme výraz aktivace svalů, ačkoliv jsme si vědomi problematiky vztahu: záznam EMG potenciálů – svalová práce – svalová aktivita, navíc související s lokalizací elektrod. EMG záznam považujeme za nejpřístupnější a nejvěrnější charakteristiku práce jednotlivých svalů při pohybové aktivitě v terénu.

### **Chůze s holemi a volná bipedální chůze probanda č. 1**

Při posouzení hodnot fázových posunů začátků aktivace svalů uvedených v tabulce č. 5 je výrazný posun počátků aktivace u svalů m. adductor magnus a m. tensor fasciae latae u chůze s holemi oproti běžné chůzi bez holí. U dalších sledovaných svalů jsme nezaznamenali významné posuny počátků aktivace svalů. U svalu m. gluteus medius činí rozdíl 15% při chůzi s holemi. M. adductor magnus činí rozdíl mezi nordic walking chůzí a běžnou chůzí 91, 8 %. M. tensor fasciae latae vykazuje rozdíl oproti běžné chůzi 45% . Nevýznamné rozdíly ve vzdálenosti počátků aktivace nacházíme u svalů m. rectus abdominis, kde činí rozdíl pouze 1%, m. obliquus externus abdominis sinister s rozdílem 4,1% a m. obliquus externus abdominis dexter, kde je rozdíl nordic walking a běžné chůze 2,3% .

Při posouzení plochy pod křivkou EMG m. gluteus maximus vykazuje u probanda č. 1 vyšší hodnotu plochy pod EMG křivkou u běžné bipedální chůze. Hlavní funkcí m. gluteus maximus je extenze dolní končetiny, pokud je dolní končetina fixovaná, sval udržuje záklon pánve, čímž udržuje vzpřímené postavení trupu a zabezpečuje tzv. laterální stabilitu trupu (Dylevský, 2009). Vyšší hodnota pod EMG křivkou je také patrná u m. gluteus medius, který zejména přispívá ke stabilitě pánve, čímž se výrazně aktivuje při stoji na jedné dolní končetině (Dylevský, 2009). Vyšší aktivita gluteálních svalů při volné bipedální chůzi je zřejmě způsobena vyššími nároky na stabilizaci pánve. Dle předchozích výzkumů (Tlašková, Kračmar, 2008) při chůzi s holemi dochází k výraznějšímu zapojení m. latissimus dorzi, který přebírá část lokomoční a stabilizační funkce gluteálních svalů.

Mezi další stabilizační svaly, které zajišťují zejména stabilizaci polohy ve stoji a při chůzi, patří adduktory. V našem případě se jedná o m. adductor magnus, který stejně jako gluteální svaly zvýšil svoji aktivitu vzhledem k jeho vzrůstající hodnotě plochy pod křivkou při běžné bipedální chůzi. V tomto případě také usuzujeme na menší nároky na stabilizaci pánve při chůzi s holemi, z důvodu intenzivního zapojení horní části trupu a končetin.

Vyšší hodnotu plochy pod křivkou vykazuje také aktivita m. tensor fasciae latae a to při běžné bipedální chůzi. M. tensor fasciae latae je svalem, který spojuje pánev s tibií a je svalem, který je svou funkcí blízky m. gluteus medius, což opět ukazuje na snížení aktivity při chůzi s holemi.

Hodnota plochy pod křivkou u m. rectus abdominis je u probanda č. 1 vyšší při chůzi s holemi. M. rectus abdominis spojuje sternum a symfýzu a při jeho kontrakci symfýzu ke sternu přibližuje, čímž působí retroflexi pánve a snižuje bederní lordózu. Uplatňuje se také jako pomocný dýchací sval. Aby došlo k udržení vzpřímené polohy těla pracuje společně s m. erector trunci tak, aby nedocházelo k přiblížení sternu k symfýze (Véle, 2006). Zvýšení hodnoty plochy pod křivkou může být tedy způsobeno vyšší aktivací m. erector trunci při chůzi s holemi a tím k vyšší aktivitě m. rectus abdominis, dále také zvýrazněním dýchacích pohybů při rychlejší chůzi s holemi.

U svalů m. obliquus externus abdominis sinister a m. obliquus externus abdominis dexter došlo k rozdílné aktivaci dle rozdílné hodnoty plochy pod křivkou, kdy m. obliquus externus abdominis sinister vykazoval vyšší hodnoty plochy pod křivkou u nordic walking naproti tomu m. obliquus externus abdominis dexter nižší hodnoty plochy pod křivkou u nordic walking. Mm. obliqui se aktivují zejména při rotaci trupu ve spolupráci se svaly paravertebrálními. Při rotaci doprava se uplatňuje pravý m. obliquus abdominis externus a synergisticky s ním levý m. obliquus abdominis internus. Oba dva svaly se také uplatňují při stabilizaci pánve a trupu zejména při volné chůzi. Předpokládáme, že při volné bipedální chůzi se tyto svaly musí aktivovat, aby mohly vyrovnávat rotační působení pánve a dolních končetin na trup.

## **Chůze s holemi a volná bipedální chůze probanda č. 2**

Při posouzení fázových posunů uvedených v tabulce č. 6 jsou patrné významné rozdíly v posunech počátků aktivace svalů zejména u m. tensor fasciae latae a svalu m. obliquus abdominis externus sinister. U m. tensor fasciae latae je rozdíl počátku aktivace u běžné bipedální chůze a nordic walking 72,3 %. Výrazný rozdíl počátků aktivace 76% nalézáme u svalu m. obliquus externus abdominis sinister. Ovšem m. obliquus externus abdominis dexter vykazuje rozdíl počátku aktivace 24,4 % mezi chůzi s holemi a chůzí bez použití holí. Timing nástupů svalové aktivace m. gluteus medius ukazuje rozdíl mezi chůzí s holemi a chůzí bez holí 32,2%. U svalu m. adductor magnus nalézáme pouze nevýznamný rozdíl v nástupu

aktivace 1%. Nástup aktivace svalu m. rectus abdominis je při chůzi s holemi s rozdílem 18,3% oproti chůzi bez holí.

Při posouzení plochy pod křivkou EMG u probanda č. 2 vyplývá, že u chůze s holemi narůstá EMG amplituda m. gluteus maximus. Což je paradoxní vzhledem k našemu očekávání a předpokladu, že sval plní svoji stabilizační funkci pánve zejména při volné bipedální chůzi a jeho funkci částečně přebírají svaly horní poloviny trupu a to zejména m. latissimus dorzi. Nárůst plochy pod křivkou u nordic walking může být způsobený zvýrazněním extenze dolních končetin. Délka kroku při nordic walking je delší a chůze nordic walking je rychlejší než volná chůze. Hodnota plochy pod křivkou se u obou probandů liší průběhem a velikostí křivky.

Z posouzení plochy pod EMG křivkou je zřejmý nárůst u m. gluteus medius při volné bipedální chůzi bez použití holí. Jak již bylo řečeno m. glutei medii stabilizují pánev ve frontální rovině, tato stabilizační funkce se projeví zejména při stožení na jedné noze a to zejména během oporné fáze končetiny při chůzi (Véle, 2006). Snížení plochy pod EMG křivkou u nordic walking by mohla být tedy způsobena přenesením lokomoční funkce na pletenec ramenní a diagonální zřetězení svalových funkcí. U obou probandů můžeme vidět snížení plochy pod EMG křivkou u m. gluteus medius při nordic walking a nárůst plochy pod křivkou u běžné bipedální chůze, kde zřejmě dochází k většímu rozsahu pohybu těžiště a m. gluteus medius musí vynaložit větší úsilí pro stabilizaci pánve.

U m. adductor magnus je pouze mírné zvýšení plochy pod křivkou při běžné bipedální chůzi. Při běžné chůzi opět předpokládáme větší pohyb těžiště ve směru pravolevém, proto očekáváme větší nároky na stabilizaci pánve a aktivitu stabilizačních svalů. Pohyb těžiště je tedy zřejmě u nordic walking menší a proto nevyžaduje takovou míru aktivace všech stabilizačních svalů, kam bez pochyby m. adductor magnus patří. Adductorová skupina svalů působí zejména při stabilizaci stoje, ale také dynamické stabilizaci chůze (Véle, 2006).

Plocha pod křivkou u svalu m. tensor fasciae latae má vyšší hodnoty u chůze bez použití holí. Vzhledem k tomu, že svalu m. tensor fasciae latae je připisována funkce velmi podobná m. gluteus medius, opět předpokládáme stabilizační funkci svalu, která je vlivem použití holí snížena. Vyšší aktivita svalu a vyšší hodnota plochy pod křivkou je v tomto případě velmi podobná u obou probandů.

Zvýšení plochy pod křivkou u běžné chůze bez použití holí je také patrné u svalu m. rectus abdominis u probanda č. 2. M. rectus abdominis je svalem, který umožňuje předklon trupu, stahuje žebra kaudálně, zmenšuje pánevní sklon, snižuje bederní lordózu a patří mezi pomocné výdechové svaly. Ve svalu m. rectus abdominis můžou být často spoušťové body a zvýšené napětí, které může být příčinou zvýšení plochy pod křivkou při běžné chůzi, kdy dojde ke zvýšení bederní lordózy, anteverzí pánve a zvýšenému napětí. V tomto případě může použití holí upravit držení trupu a pánve a tím snížit aktivitu svalu m. rectus abdominis. Zde nacházíme rozdíl mezi oběma probandy, kdy u probanda č. 1 jsme pozorovali zvýšení plochy pod křivkou u m. rectus abdominis u nordic walking.

U probanda č. 2 jsou podobné hodnoty ploch pod křivkami u svalů mm. obliqui externi abdominis, kdy jsou hodnoty ploch pod křivkou zvýšeny u obou svalů při chůzi bez použití holí. I zde můžeme usuzovat na menší nároky na stabilizaci trupu při oporu o hole. Při chůzi bez holí zřejmě dochází k větší rotaci trupu a oba mm. obliqui externi abdominis se snaží tuto rotaci tlumit zvýšenou aktivitou, aby byla zachována stabilizace trupu. Při použití holí není rotace trupu příliš výrazná, a proto je aktivita svalů nižší. Zde je rozdíl u obou probandů pouze u m. obliquus externus abdominis sinister, kde u probanda č. 1 byla hodnota plochy pod křivkou EMG zvýšena u nordic walking. U m. obliquus externus abdominis dexter u probanda č. 1 a u obou mm. obliqui externi abdominis bilaterálně u probanda č. 2 byla hodnota plochy zvýšena u běžné bipedální chůze.

Pro výzkum bylo vybráno 6 probandů. Vzhledem k technickým problémům, které byly zjištěny až při zpracování dat jsme použili pouze naměřená data 2 probandů. Oba dva probandi byli sportovci, kteří ovšem neměli fixovaný pohybový stereotyp z běhu na lyžích nebo přímo z nordic walking. Proto předpokládáme aktivaci svalů jako v běžné populaci.



## 9. Závěr

Cílem této práce bylo pomocí povrchové elektromyografie porovnat zapojení svalů v oblasti pánve a břišních svalů.

Podářilo se shromáždit teoretické podklady o bipedální chůzi a nordic walking.

Hlavními zdroji informací byly:

- Odborné publikace zabývající se chůzí a nordic walking
- Diplomové práce zabývající se nordic walking
- Údaje z internetu
- Konzultace s profesionálním instruktorem NW

Měření se účastnilo 6 probandů, kteří byli vybráni z řad studentů FTVS. Vybraní studenti neměli žádné předchozí zkušenosti s nordic walking ani s běžeckým lyžováním. Zvolení probandi neměli věkové ani jiné omezení. Pro měření byl vybrán mírně stoupající travnatý terén. Byla zvolena chůze do kopce, kde jsme předpokládali výraznější aktivitu svalů pletence pánevního a břišních svalů oproti chůzi po rovině.

Svaly jsme vybrali na základě jejich funkce a to zejména stabilizační funkce pánve a trupu. Výběr byl podřízen uložením svalů, aby bylo možné jejich měření pomocí povrchové EMG. Omezení výběru bylo pouze počtem přenosových kanálů EMG.

Provedli jsme měření povrchové EMG vybraných svalů u 6 probandů při chůzi s holemi a následně při chůzi bez holí. Před samotným měřením byli probandi poučeni odborným instruktorem a proběhl nácvik chůze nordic walking a správné použití holí při chůzi. Následně jsme provedli kalibraci přístroje a EMG záznam jsme doplnili synchronizovaným videozáznamem.

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- Stanovení maximální korelace a jejich porovnání mezi jednotlivými sledovanými svaly
- Stanovení hodnoty plochy pod křivkou EMG v rámci krokových cyklů
- Stanovení a porovnání fázových posunů počátku aktivace svalu

- Vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu se sjednocením časových os

Data byla intraindividuálně porovnána a zpracována u 2 probandů.

První hypotéza se nepotvrdila, u obou probandů došlo ke zvýšení hodnoty plochy pod křivkou a svalové aktivace u svalů m. gluteus medius a m. gluteus maximus při volné bipedální chůzi. Ovšem u m. gluteus maximus probanda č. 1 došlo ke zvýšení plochy pod křivkou u nordic walking.

Potvrdila se druhá hypotéza. Gluteální svaly vykazují při výpočtu fázového posunu u obou probandů rychlejší nástup aktivace při běžné bipedální chůzi a pomalejší timing u chůze s použitím holí.

Byla potvrzena také třetí hypotéza. M. adductor magnus vykazuje vyšší plochu pod křivkou a tím vyšší aktivaci při běžné bipedální chůzi.

Diplomová práce ověřila názor, že při chůzi s holemi dojde částečně k přenesení lokomoční funkce na pletenec ramenní a tím dojde ke snížené aktivaci svalů v oblasti pánve. Téměř u všech svalů došlo při přechodu z volné bipedální chůze do chůze s použitím holí ke změnám EMG charakteristik jejich práce. Předpokládáme tedy snížení stabilizační funkce při chůzi s holemi.

Zapojení svalů a jejich aktivita nebyla u obou probandů totožná. Důležité je zmínit, že ani jeden z probandů nebyl vrcholový sportovec v oblasti klasického lyžování ani nordic walking. Oba probandi se s nordic walking setkali poprvé až při měření, proto jsme přesvědčení, že neměli pevně fixovaný stereotyp při chůzi s holemi a měření se nejvíce přibližuje běžné populaci. Rozdílnou aktivaci svalů si vysvětlujeme odlišným pohybovým stereotypem obou probandů. Dle Véleho: (Véle, 2006) „*Rytmus a charakter pohybů těla při chůzi se sice pokládá za téměř strojený, avšak je individuálně natolik odlišný, že lze dokonce chodce podle jeho chůze identifikovat. Jednotlivé individuální detaily lokomočního pohybu však vznikají učním spojeným s adaptačními mechanismy ne vlivy zevního a vnitřního prostředí nebo i různými patogenními vlivy a tím lze vysvětlit značnou individualitu chůze*“.  
(Véle, 2006).

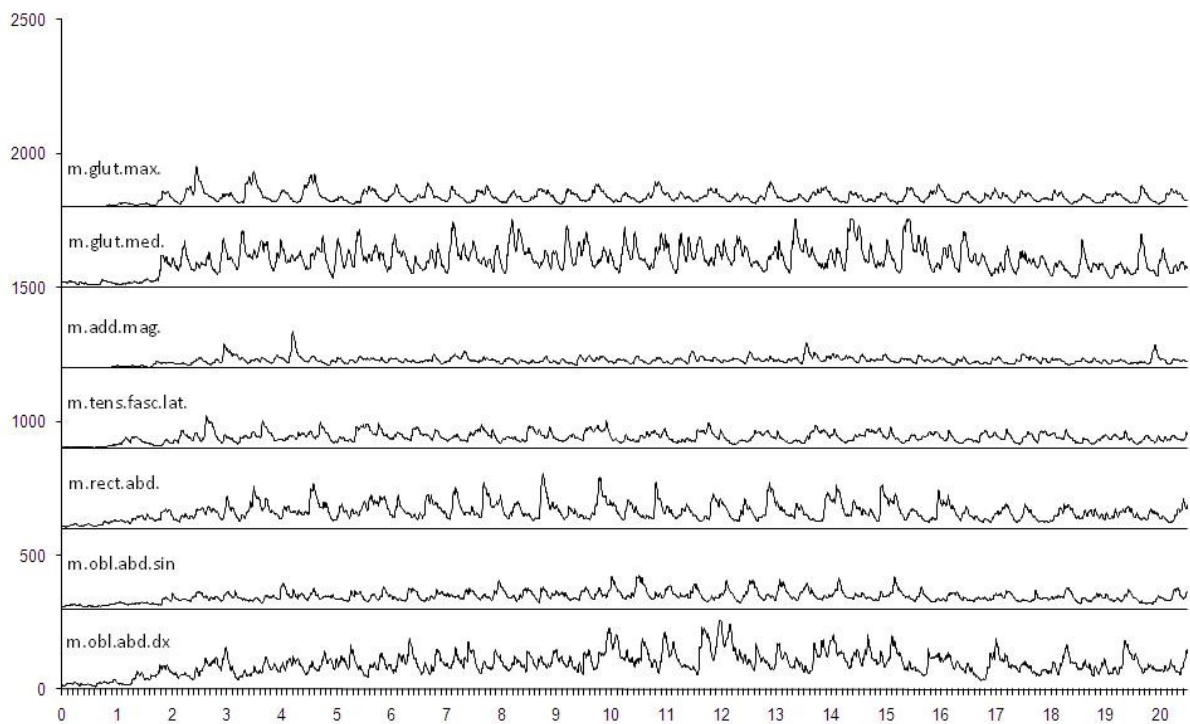
Nordic walking se stal v dnešní době velmi rozšířenou populární aktivitou mezi veřejností po celém světě. Dle předchozích provedených studií má nordic walking řadu pozitivních účinků. Z našeho výzkumu ovšem vyplývá, že při chůzi s holemi dochází ke snížení stabilizační funkce v oblasti pánve, proto se domníváme, že zejména pro seniory je vhodné dodržovat tato doporučení:

- 1) Chůzi s holemi využívat při chůzi do kopce k usnadnění chůze a odlehčení dolních končetin.
- 2) Při chůzi po rovině složit hole do batohu, aby došlo k aktivaci stabilizační funkce gluteálních svalů
- 3) Při chůzi z kopce opět použít hole pro zajištění bezpečnosti lokomoce

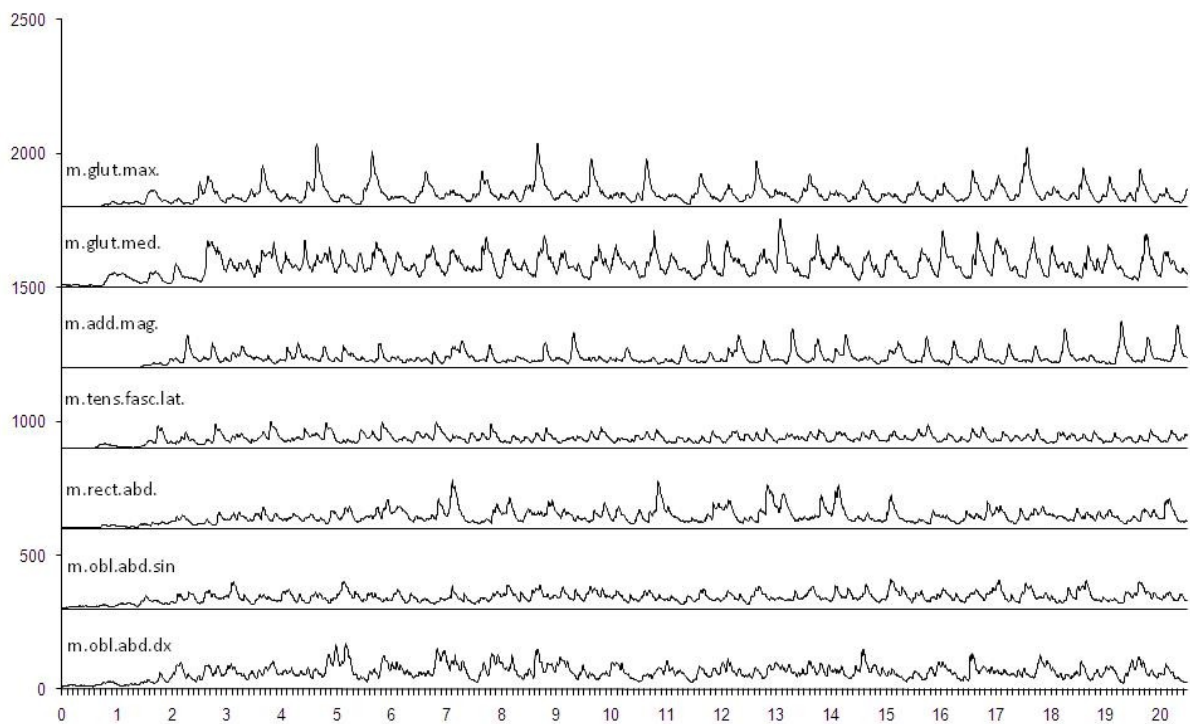
Naše práce může tedy sloužit jako doporučení této pohybové aktivity a to i v rámci rehabilitační péče, ovšem s přihlédnutím na zachování stabilizační funkce gluteálních svalů.

## 10. Přílohy

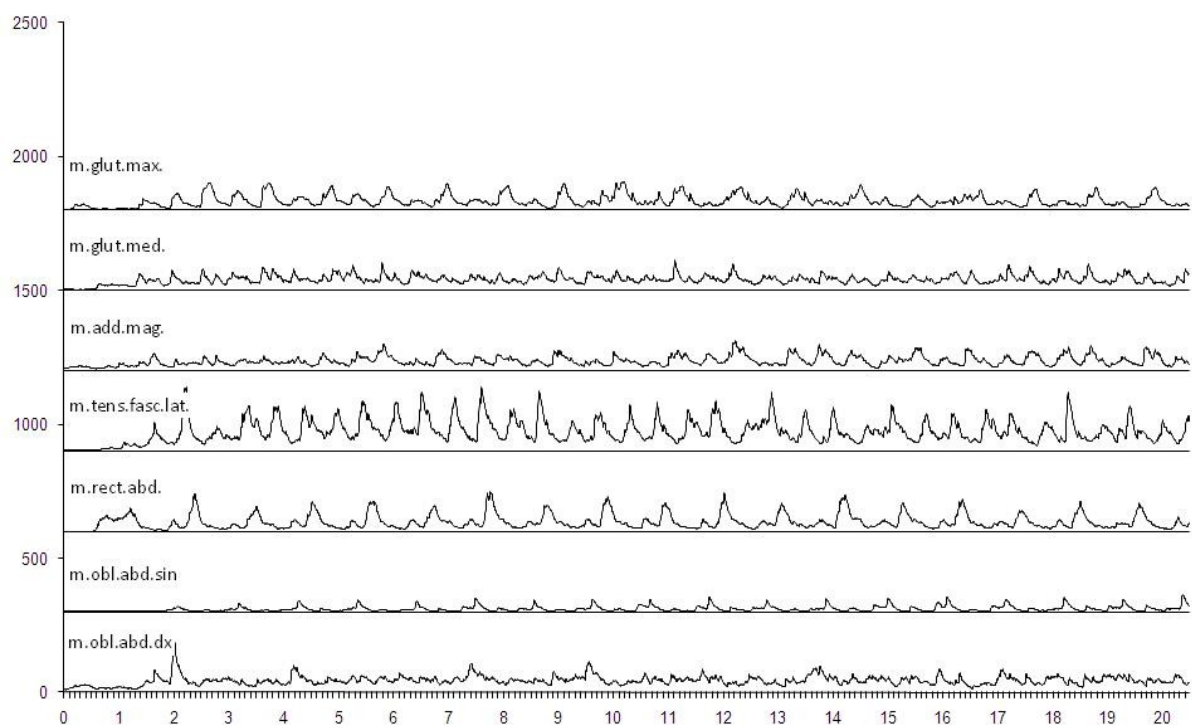
Graf č. 1 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při chůzi s holemi do kopce probanda č. 1



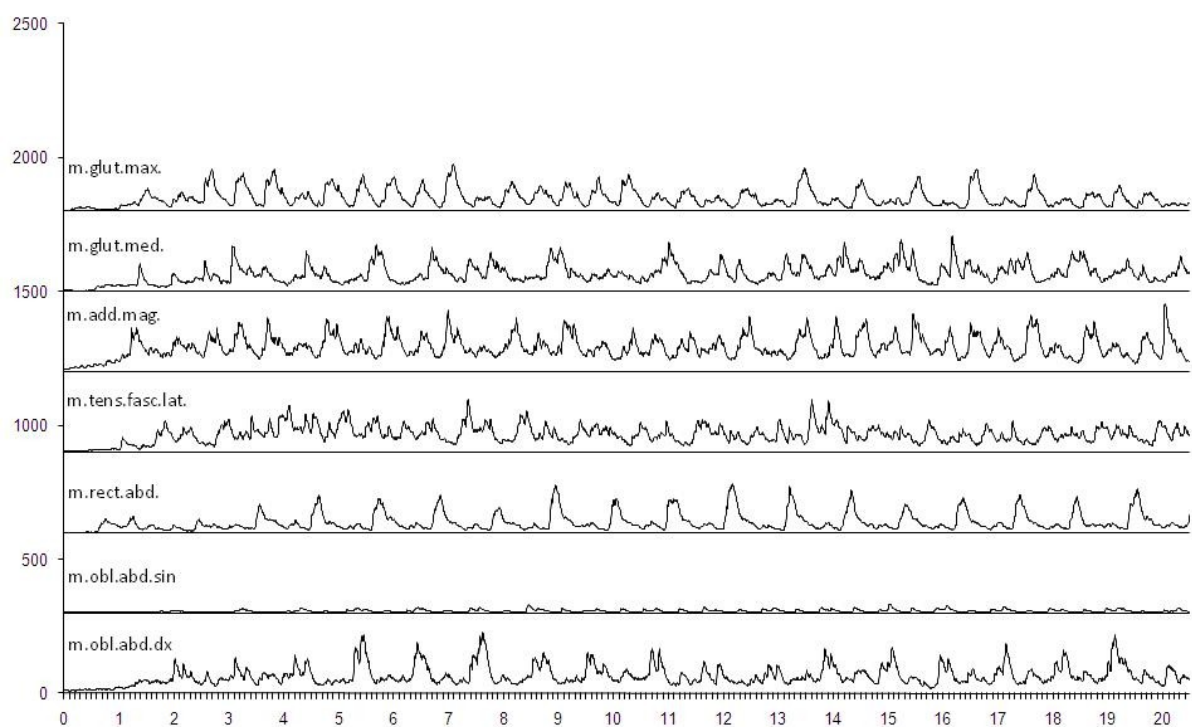
Graf č. 2 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při chůzi s holemi do kopce probanda č. 2



Graf č.3 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při chůzi s holemi do kopce probanda č. 2



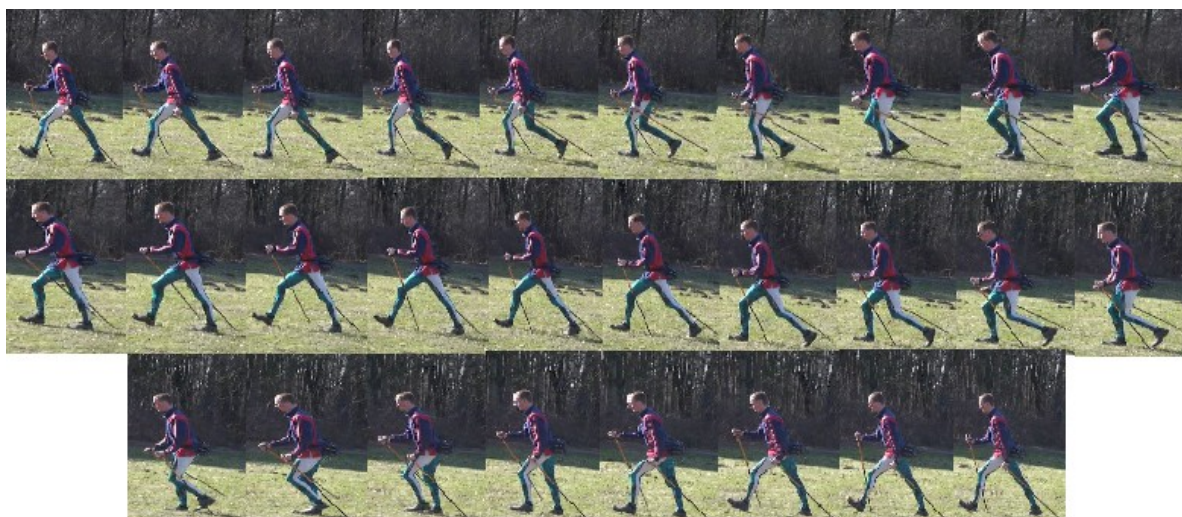
Graf č. 4 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při chůzi s holemi do kopce probanda č. 2



*Obr. č. 1 Kinogram chůze bez holí do kopce u probanda č. 2 v úseku 0,04 sec.*



*Obr. č. 2 Kinogram chůze s holemi do kopce probanda M. P. v úseku 0,04 sec.*



## 11. Seznam použité literatury

1. AMBLER, Zdeněk. *Neurologie : pro studenty lékařské fakulty*. Vydání 1. Praha : Karolinum, 2004. 398 s. ISBN 80-246-0894-4.
2. CIVÍNOVÁ, Jana. *Vertikalizace u člověka*. Brno, 2007. 65 s. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita, Přírodovědecká fakulta. Dostupné z WWW: <  
<http://www.theses.cz/hledani/?search=Vertikalizace+u+%C4%8Dlov%C4%9Bka> >.
3. COOK, Anne Schumway; WOOLLACOTT, Marjorie H. *Motor Control*. Vydání 2. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2001. 557 s. ISBN 10:0-7817-6691-5.
4. ČÁPOVÁ, Jarmila. *Terapeutický koncept : Bazální programy a podprogramy*. Vydání 1. [s.l.] : Repronis, 2008. 119 s. ISBN 80-7329-18-00.
5. ČÍHÁK, Radomír . *Anatomie*. Vydání 2. Praha : Grada, 2001. 655 s. ISBN 80-7169-970-5.
6. DUFEK, Jaroslav. *Elekromyografie*. Vydání 1. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. 102 s. ISBN 80-7013-208-6.
7. DVOŘÁK, Radmil. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, 1, s. 12-17. ISSN 1803-6597.
8. DVOŘÁK, Radmil. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, 1, s. 18-22.
9. DVOŘÁK, Radmil; VAŘEKA, Ivan. Příspěvek k objektivizaci vývoje schopnosti řídit oporu a těžiště těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, 3, s. 86-90.
10. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie člověka*. Vydání 2. Praha : Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-716-968-11.
11. DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie : základy strukturální kineziologie*. Vydání 1. Praha : Triton, 2009. 235 s. ISBN 80-7387-324-9.
12. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Vydání 1. Praha : Grada Publishing, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-3242-8.
13. FENEIS, Heinz. *Anatomický obrazový slovník*. Praha : Grada Publishing, 1996. 412 s. ISBN 80-7169-197-6.
14. GAILEY, Robert. *One Step Ahead : an integrated approach to lower extremity prosthetics and rehabilitation*. . Vydání 1. Florida : Advanced rehabilitation therapy, 1994. 284 s.

15. GROSS, Jeffrey. *Vyšetření pohybového aparátu*. Vydání 1. Praha : Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.
16. JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Vydání 1. Praha : Grada Publishing, 2004. 325 s. ISBN 80-247-0722-5.
17. JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. Ostrava : Ostravská univerzita v Ostravě, 2003. 249 s. ISBN 80-7042-342-0.
18. KELLER, Otakar. *Elektromyografie : možnosti jehlové elektromyografie v diagnostice nervosvalových onemocnění*. Vydání 1. Praha : Triton, 1998. 108 s. ISBN 80-8587-560-8.
19. KOLÁŘ, Pavel. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ po nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, 4, s. 142-147.
20. KOLÁŘ, Pavel. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze . *Pediatric pro praxi*. 2002, 3, s. 106-109. Dostupný také z WWW: < <http://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2002/03/05.pdf> >.
21. KOLÁŘ, Pavel. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, 5, s. 270-275. Dostupný také z WWW: < <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf> >.
22. KRAČMAR, Bronislav. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Vydání 1. Praha : Triton, 2002. 170 s. ISBN 80-7254-282-3.
23. KRAČMAR, Bronislav; VYSTRČILOVÁ, Martina. Postura při sportovní lokomoci ve fylogenetických souvislostech. *Česká kinantropologie*. 2010, 1, s. 48-55.
24. KRAČMAR, Bronislav, et al. Kineziologický obsah bruslení na lyžích. *Česká kinantropologie*. 2006, 2, s. 64-66. ISSN 1211-9261.
25. KRAČMAR, Bronislav, et al. Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, 3, s. 101-106.
26. KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyziologie*. Vydání 2. Praha : Karolinum, 2004. 223 s. ISBN 80-246-0350\_0.
27. KRIŠTOFIČ, Jaroslav; VALOUCHOVÁ, P. *Funkční charakteristika vybraných svalů dolních končetin : IN : Sborník z vědecké konference sportovní sekce UK FTVS "Role pohybových aktivit v životě dětí a mládeže"* . Praha : Grada Publishing, 2005. 122 s. ISBN 80-86317-38-2.
28. *Laboratoř biomechaniky člověka* [online]. Praha : 2006, 2006 [cit. 2010-03-21]. Dostupné z WWW: < <http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=elektromyografie> >.



29. LÁNIK, Vladimír. *Kineziologia*. Vydání 1. Martin : Osveta, 1990. 242 s. ISBN 80-217-0136-6.
30. MIRA, Miroslav. *Severská chůze* [online]. 2009, 16.7.2009 [cit. 2010-07-04]. Nordic walking-severská chůze. Dostupné z WWW: < <http://severskachuze.cz/wiki/doku.php/chuze> >.
31. MOMMERT-JAUCHOVÁ, Petra. *Nordic walking pro zdraví*. Vydání 1. Praha : Plot, 2009. 95 s. ISBN 80-865-23-98-5.
32. SEDLISKÁ, Veronika. *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. . Praha, 2007. 76 s. Diplomová práce. Karlova Univerzita, FTVS, katedra fyziotrapie .
33. SIMONS, David G.; TRAVELL, Janet G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual*. . Baltimore : Williams and Wilkins, 1999. 1017 s.
34. SVENSSON, Malin. *Nordic walking*. Vydání 1. United States: Champaign : Human Kinetics, 2009. 205 s. ISBN 0-7360-7739-1.
35. ŠKOPEK, Martin. *Nordic walking*. Vydání 1. Praha 7 : Grada Publishing, 2010. 96 s. ISBN 978-80-247-3242-8.
36. ŠTEJFA, Miloš. Nordic walking. *Kardiologická revue* [online]. 2008, 4, [cit. 2010-03-21]. Dostupný z WWW: < [http://www.kardiologickarevue.cz/jsp/obsaharch\\_podr\\_vyhled.jsp?id\\_clanek=416](http://www.kardiologickarevue.cz/jsp/obsaharch_podr_vyhled.jsp?id_clanek=416) >.
37. TLAŠKOVÁ, Petra. *Zapojení svalů v oblasti pletence ramenního při nordic walking*. Praha, 2008. 81 s. Diplomová práce. Karlova Univerzita, FTVS, katedra fyziotrapie .
38. VACKOVÁ, Pavla. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Praha, 2004. 95 s. Diplomová práce. Karlova Univerzita, FTVS, katedra fyziotrapie .
39. VANČATA, Václav. *Paleoantropologie a evoluční antropologie*. Praha : Universita Karlova v Praze Pedagogická fakulta, katedra biologie a ekologické výchovy, 2005. 179 s.
40. VAŘEKA, Ivan; DVOŘÁK, Radmil. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, 3, s. 84-85. ISSN 1803-6597.
41. VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (1. část) : Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, 4, s. 115-121. ISSN 1211-2638.
42. VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (2. část) : Řízení, zajištění, vývoj, vřetení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, 4, s. 122-127. ISSN 1211-2638.

43. VAŘEKA, Ivan; VAŘEKOVÁ, Renata; HÁK, Igor. Severská chůze : Principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitacia*. 2002, 2, s. 78-81.
44. VAŘEKA, Ivan. Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitacia*. 2000, 4, s. 196-201.
45. VÉLE, František. *Kineziologie : Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vydání 2. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
46. VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Vydání 1. Praha : Grada Publishing, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
47. VÉLE, František; ČUMPELÍK, Jaroslav; PAVLŮ, Dagmar. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, 3, s. 103 - 105. ISSN 1211-2658.
48. VOJTA, Václav. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Vydání 1. Praha : Avicenum, 1993. 367 s. ISBN 80-85424-98-3.
49. VOJTA, Václav ; PETERS, Annegret. *Vojtův princip : svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha : Grada, 1995. 181 s. ISBN 80-7169-044-X.
50. VONDRÁČEK, Petr Vývoj člověka. In *Evoluce člověka* [online]. [s.l.] : [s.n.], 1994 [cit. 2010-01-26]. Dostupné z WWW: < [http://www.gjs.cz/biologie-geografie/Ruda/Evoluce\\_cloveka.pdf](http://www.gjs.cz/biologie-geografie/Ruda/Evoluce_cloveka.pdf) >.
51. VYSTRČIL, Martin. *Severská chůze a její využití v tělovýchovném lékařství*. Olomouc, 2005. 36 s. Referát. Palackého Univerzita Olomouc, Fakulta tělesné kultury.
52. WALTER, Claire. *Nordic walking : The Complete Guide to Health, Fitness, and Fun*. [s.l.] : Hatherleigh Press, 2009. 208 s. ISBN 157-826-269-0.
53. WHITTLE, Michael. *Gait analysis: an introduction* . Vydání 2. Oxford : Butterworth-Heinemann, 1997. 211 s. ISBN 0-7506-5262-4.

Internetové odkazy:

<http://www.boomyah.com/c-8-about-nordic-walking.aspx>

<http://www.nordic-walking.cz/>

<http://www.exelpoles.com/en/nordic-walking>