

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Komparace EMG aktivity vybraných svalů při chůzi a lyžování  
skupiny LW2**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Vedoucí práce:**

PhDr. Petra Matošková, Ph.D.

**Zpracoval:**

Bc. Jan Machač

**Odborný konzultant:**

Doc. PhDr. Vladimír Süß, Ph.D.

Září 2009

**Abstrakt:****Název:**

Komparace EMG aktivity vybraných svalů při chůzi a lyžování skupiny LW2

**Cíl práce:**

Cílem této práce je analýza aktivity vybraných svalů u člověka s jednostrannou nadkolenní amputací při chůzi s protézou před a po mobilizaci plosky nohy a porovnání s jejich aktivitou při sjezdovém lyžování.

**Metoda:**

Jde o případovou studii popisného charakteru pomocí povrchové EMG a současného videozáznamu. Sledování kineziologického obsahu pohybu vybraných svalů se uskutečnilo formou srovnávací analýzy, pomocí kvalitativního rozboru videozáznamu a pomocí kvantitativního porovnání intenzity elektrického potenciálu vybraných svalů.

**Výsledky:**

Podářilo se prokázat odlišný charakter práce dolní končetiny při chůzi s protézou a při oblouku na vnitřní a vnější hraně lyže s jedním a s oběma stabilizátory.

S opatrností můžeme charakterizovat jízdu na lyžích jako pohybovou činnost převážně posturálního charakteru. Zatímco volná „bipedální“ chůze je pro člověka lokomoce s převažujícím charakterem fázické svalové práce.

**Klíčová slova:** amputace, bipedální lokomoce, sjezdové lyžování, elektromyografie

## **Abstract**

### **Title:**

The comparison of EMG activity of selected muscles during walking and skiing - group LW2

### **Aim:**

The aim of this study is the analysis of the activity of selected muscles of an individual with one-sided, above-knee amputation during walk with an artificial limb, after the mobilisation of the sole, and the comparison with their activity during downhill skiing.

### **Method:**

This is a case study of a descriptive character performed through surface EMG in conjunction with simultaneous video recording. The observation of the kinesiological content of the muscle movement was done through comparative analysis, with the aid of a qualitative analysis of the video recording and a qualitative comparison of the intensity of the electric potential of the selected muscles.

### **Results:**

Different character of the working of the lower limb during walking with artificial limb and during the performance of a curve on inner and outer edge with one or both stabilisers was shown.

With caution, we can characterise skiing as a kinetic activity, predominantly of a postural character. Free „bipedal“ walk, on the other hand, is a locomotion with a predominant character of phasal muscle activity.

**Key words:** amputation, bipedal locomotion, downhill skiing, electromyography.

Touto cestou bych chtěl poděkovat všem, kteří mi s prací pomohli, zejména PhDr. Petře Matoškové, Ph.D. a Doc. PhDr. Vladimíru Süssovi, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 4. 9. 2009

-----  
Bc. Jan Machač

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:

Číslo občanského  
průkazu:

Datum vypůjčení:

Poznámka:

## Obsah:

1. Úvod.....	8
2. Teoretická východiska .....	10
2.1 Amputace .....	10
2.1.1 Období amputace .....	12
2.1.2 Příčiny amputace.....	12
2.1.3 Stanovení výše amputace.....	13
2.1.4 Typy amputací na dolní končetině.....	13
2.1.5 Komplikace po amputaci.....	15
2.1.6 Amputace v dětském věku .....	16
2.2 Ortopedická protetika.....	16
2.2.1 Popis protézy a jejího příslušenství.....	19
2.2.2 Protézy dolní končetiny.....	20
2.2.3 Podmínky k protézování .....	21
2.2.4 Hodnocení amputačního pahýlu.....	21
2.3 Svalové dysbalance .....	22
2.3.1 Rozdělení svalového systému .....	22
2.3.2 Příčiny svalových dysbalancí.....	23
2.3.3 Rozdělení svalových dysbalancí .....	24
2.4 Chůze.....	25
2.4.1 Lokomoce při jednostranné nadkolenní amputaci .....	27
2.5 Elektromyografie.....	28
2.6 Charakteristika sjezdového lyžování osob s jednostrannou nadkolenní amputací.....	31
2.6.1 Carvingový oblouk zdravých .....	31
2.6.2 Technika zatáčení.....	31
2.6.3 Popis oblouku lyžařů s jednostrannou nadkolenní amputací .....	32
2.6.4 Výzbroj.....	34
2.7 Funkce měřených svalových skupin .....	35
3. Cíle a úkoly práce.....	40
4. Metodologie .....	41
4.1 Charakter výzkumu .....	41
4.2 Charakteristika sledované osoby.....	41
4.2.1 Anamnéza.....	41
4.3 Použité metody.....	42
4.4 Sledované proměnné .....	43
4.5 Analýza dat.....	44
4.6 Popis místa měření .....	45
4.7 Metodologická poznámka .....	46
5. Výsledky .....	47
5.1 Kvantitativní analýza vybraných svalů u jednotlivých typů lokomoce .....	47
5.2 Analýza EMG aktivity vybraných svalů při chůzi s protézou .....	50
5.3 Analýza EMG aktivity vybraných svalů při oblouku po vnitřní hraně lyže .....	55
5.3.1 Oblouk na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory.....	55
5.3.2 Oblouk na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem .....	58
5.4 Analýza EMG aktivity vybraných svalů při oblouku na vnější hraně lyže.....	60
5.4.1 Oblouk na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory.....	60
5.4.2 Oblouk na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem.....	63
6. Interpretace výsledků .....	66

7. Závěr .....	77
8. Seznam použité literatury.....	79
9. Přílohy .....	82

## 1. Úvod

Amputace dolní končetiny je velkým zásahem do života člověka a představuje pro pacienta těžký duševní otřes. Vypořádání se se vzniklou situací je z velké části na člověku samotném. Ale důležitou roli zde hraje i podpora rodiny, blízkého okolí a dalších faktorů. K jednomu z hlavních faktorů, které napomáhají překonat fyzické i psychické následky postižení a zvyšují tělesnou zdatnost, patří podle Dostála (1997) sport. Pomáhá udržet nebo dále zlepšovat výsledky dosažené léčebnou rehabilitací. Tělesný i duševní stav tělesně postižených sportovců je pak podstatně lepší než stav tělesně postižených nespportovců.

Na druhé straně může být sport k organismu tělesně postiženého sportovce velice nešetrný. U jedince s jednostrannou nadkolenní amputací dochází k přetížení dolní končetiny (například lyžař s jednostrannou nadkolenní amputací lyžuje bez protézy) a k nerovnoměrné zátěži celého těla, zejména hybného systému. Bez vhodné rehabilitace s využitím kompenzačního cvičení může vést k rozvoji četných zdravotních komplikací sportovce. Zejména ve smyslu svalových dysbalancí a degenerativních změn skeletu.

Každá sebemenší svalová dysbalance limituje rozvoj pohybových schopností a dovedností, zvyšování svalové síly, a tím negativně ovlivňuje sportovní výkon. Správná péče o svalový aparát je nutnou podmínkou pro zvyšování výkonnosti jedince (Dovalil a kol., 2002).

V průběhu posturální ontogeneze dochází u člověka podle Kračmara (2002) k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy v kranálně kaudálním směru. Do lokomoce se primárně zapojuje pletenec ramenní a až následně pletenec pánevní. Nejpřirozenějším druhem lokomoce u člověka je však chůze. Ta má bipedální charakter od doby, kdy dítě postoupilo od lezení po čtyřech, přes chůzi po čtyřech ve vertikále. Horní končetiny změnilly svoji lokomoční funkci na funkci vyrovnávací. Vyrovnávají spolu s trupem působení torzních sil, které vznikají při pohybu dolních končetin. Výsledky výzkumů lokomoce při sportu a jejich srovnávání nám může přispět pro zkvalitnění sportovní přípravy v kterékoliv sportovní disciplíně a mohou být podle Kračmara (2002) prevencí při vzniku patologických změn následkem vykonávání dlouhodobé sportovní činnosti nebo mohou pomoci tyto změny odhalit. Jsou přínosem při posouvání hranic v jednotlivých sportovních disciplínách, kdy kupříkladu analýzou pohybových stereotypů můžeme nalézt nepatrné chyby či nesprávně zafixované



pohybové stereotypy a tím pomoci k jejich odstranění či přebudování v pozitivním slova smyslu. Výsledek může přispět ke zlepšení technické složky výkonu špičkového sportovce a tím i k posunutí hranic výkonnosti a v důsledku celé sportovní disciplíny či sportovního odvětví.

Sjezdové lyžování je pohybová aktivita rychlostně silového charakteru náročná na správnou koordinaci pohybu. Při koordinovaném pohybu se zapojují vždy stejné svalové skupiny v konstantním sledu a s podobnou intenzitou. Je proto méně náročný než pohyb nekoordinovaný. Musíme si však uvědomit, že jízda na lyžích probíhá ve stále se měnícím, variabilním prostředí. Lyžař je nucen přizpůsobit svoji techniku sklonu svahu. Styl jízdy závisí na kvalitě sněhu a mnoha dalších skutečnostech, což vede i k rozdílnému zapojování jednotlivých svalů (Sedliská, 2007).

## 2. Teoretická východiska

### 2.1 Amputace

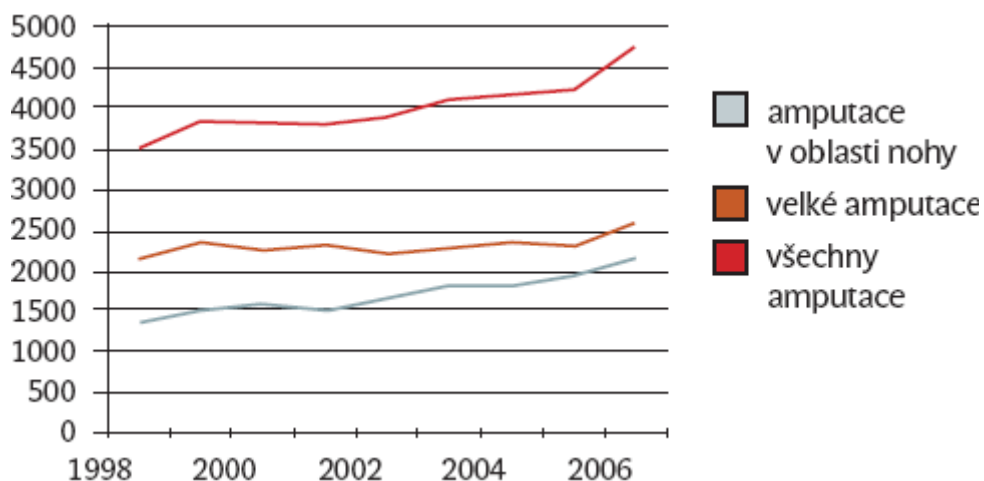
Amputace je odstranění větší nebo menší části končetiny nebo koncového orgánu. Z anatomického hlediska znamená amputace odstranění končetiny v místě mezi dvěma klouby a exartikulace je odstranění končetiny v místě kloubu, přes kloubní štěrbinu. Amputace je chirurgické odstranění končetiny, které mění postiženého člověka po stránce tělesné, psychické, sociální a do značné míry narušuje jeho dosavadní životní rytmus. Tento zákrok postihne člověka na konci chronické dlouhotrvající choroby nebo zasáhne náhle a neočekávaně (Sosna, 2001).

Nejčastější příčinou amputací je těžká nedokrevnost způsobená pokročilým chronickým obliterujícím tepenným onemocněním a také náhlé tepenné uzávěry. Amputace v souvislosti s úrazy tvoří jen 1,5 – 2 % všech amputací a jiné důvody jsou zcela výjimečné (www.address.cz).

V České republice bylo v roce 1989 amputováno na dolní končetině z různých důvodů 3714 postižených, tj. 0,37 % obyvatel státu. V roce 1994 to bylo již 4503 lidí, tedy incidence byla 0,45/1000 obyvatel (Kolektiv autorů, 1997).

V roce 2006 byla publikována práce, která přesvědčivě prokázala pokles amputací o 13 % v nemocnicích v USA v letech 1998 až 2003. Počty provedených velkých amputací v České republice, tj. amputací v oblasti stehna nebo bérce, odpovídají vyspělým západním zemím, je to 25/100000 obyvatel za rok. Graf 1 však ukazuje nepříznivý vývoj počtu amputací v celé naší republice v letech 1998 až 2006. Počty provedených velkých amputací se téměř nemění. První a poslední údaj naznačuje vzestupný trend. Jistě nelze prokázat pokles. Zřetelný vzestup počtu amputací je u malých amputací, tj. amputací v oblasti nohy, zejména prstů. To se pak však odrazilo ve vzestupu celkového počtu amputací (www.address.cz).

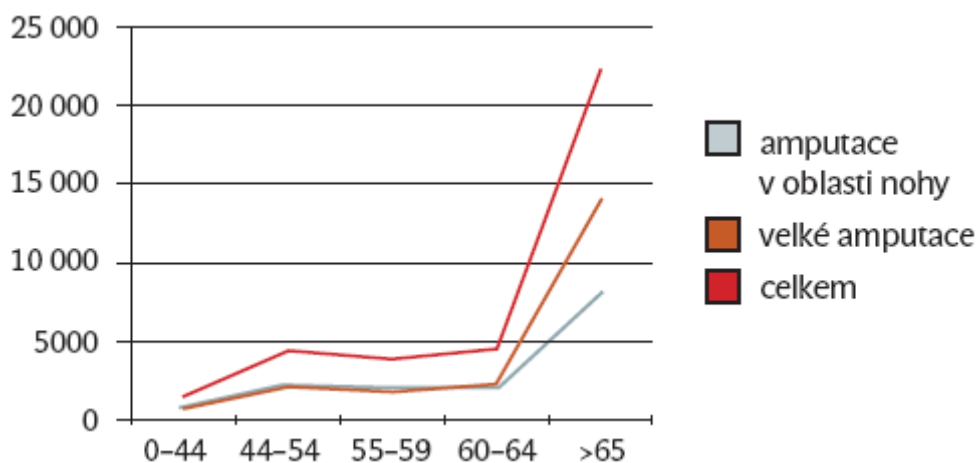
Graf 1 Amputace v České republice



Na vzestupu počtu amputací se podílí i zřetelné stárnutí populace. Střední délka života při narození byla v roce 1990 u mužů 67,6 let, u žen 75,4 let. V roce 2007 byla 73,67 respektive 79,9 let. To je prodloužení o celkem 6 let u mužů a 4,5 let u žen.

Graf 2 ukazuje, jak se stoupajícím věkem prudce stoupá počet provedených amputací. A dalším faktorem, který se jistě uplatňuje, je vzestup počtu diabetiků – od roku 1990 o 57 %.

Graf 2 Všechny amputace v České republice (období 1998–2006) v různých věkových skupinách



Poznámka: Osa x = věkové skupiny, osa y = počty amputací za dané devítileté období (www.address.cz).

### 2.1.1 Období amputace

Podle Sosny (2001) můžeme rozdělit období amputace na:

- primární (včasné) - výkon je proveden po vzniku úrazu nebo onemocnění (poranění kostí s poškozením cév),
- sekundární (volené) - je provedená po vyčkání průběhu onemocnění,
- terciální (pozdní) - lze o amputaci rozhodovat v kterémkoliv období; provádí se, aby se zlepšil pohyb nebo pracovní schopnost nemocného, popřípadě jeho celkový stav.

### 2.1.2 Příčiny amputace

Základními indikacemi k amputacím jsou:

- choroby končetinových cév - nejčastěji je indikována u diabetické angiopatie, ústící do diabetické gangrény s infekcí a dále u akutní či chronické arteriální insuficience; vzhledem k systémovému charakteru onemocnění je třeba úzké multioborové spolupráce při přípravě pacienta k operaci; ve spolupráci s angiologií a diabetologií se taktikou „limb saving surgery“ snažíme zachovat co nejdelší pahýl tak, aby mobilita často starého a nemocného pacienta byla zachována,
- trauma - jedná se o devastující poranění, kde není možná rekonstrukce jednotlivých struktur, dále u komplikací jako je plynatá sněť, kterou se nedaří zvládnout antibiotiky, oxygenoterapií ani chirurgickým ošetřením a cévní poranění s gangrénou končetiny,
- tumory - radikální řešení u maligních tumorů; benigní nádory vyžadují amputaci výjimečně (nevhodná lokalizace, velikost),
- infekce - v případě nezvládnutelných akutních infekcí, chronické osteomyelitidy nezvládnutelné komplexní terapií; hraniční indikace je i infekce náhrady kolenního kloubu,
- kongenitální anomálie - jsou indikovány k amputaci pouze tehdy, je-li malformovaná končetina afunkční a není možno ji ortoticko - proteticky vybavit,
- nervová poranění a onemocnění - neuropatie ústící v trofické vředy, jež se druhotně infikují a ohrožují končetinu i život pacienta; u paraplegiků indikujeme amputaci zcela výjimečně, neboť končetiny pomáhají udržet rovnováhu na

invalidním vozíku a slouží k rozložení hybnosti a tak brání vzniku dekubitů (Dungl a kol., 2004).

### 2.1.3 Stanovení výše amputace

Dříve byly doporučovány určité typy amputací tak, aby bylo možné zhotovení funkční protézy. Nyní s pokrokem protetické techniky se rozhodujeme dle lokálního nálezu a chirurgických možností. Amputace se provádí ve tkáni, kde je možné dobré zhojení. Je-li indikací cévní onemocnění, je třeba zmapovat prokrvení končetiny. U tumoru záleží na typu nádoru a stupni generalizace procesu (Sosna, 2001).

### 2.1.4 Typy amputací na dolní končetině

Typy amputací na dolní končetině dělíme podle místa, kde byla amputace provedena:

- hemihemiporectomie - provádí se u pacientů s onkologickým onemocněním, provádí se v úrovni pánve, kde se odstraní pánevní kosti,
- hemipelvectomie - provádí se jen velmi vzácně u naléhavých případů; jde o odstranění poloviny pánve; provádí se u tumorů v oblasti kyčelního kloubu a pánevních kostí,
- exartikulace v kyčelním kloubu - při operaci je vyňata stehenní kost přímo v kyčelním kloubu,
- diafyzární amputace ve stehně - podle potřeby může být amputace provedena v různé výši; s pahýlem krátkým, středním,
- amputace s velmi dlouhým stehenním pahýlem,
- exartikulace v kolenním kloubu - provádí se hlavně u dětí, dále pak u starších pacientů s poruchami cévního zásobení, při poranění v kolenních kloubech,
- diafyzární amputace v bérce s pahýlem ultrakrátkým, krátkým, středním - patří k nejčastějším amputacím,
- amputace v oblasti hlezna,
- amputace v oblasti nohy: amputace v kostech nártních (amputatio intermetatarsae), amputace prstů - je částečná nebo úplná; prsty se zkracují pod hlavičkou nebo nad bází článku prstu, amputace palce - snaha zachovat alespoň část palce pro nášlap (Sosna, 2001).

V praxi se setkáváme s typickými amputacemi, nazvanými dle různých autorů:

- amputace dle Scharpa: je transmetatarzální amputace,
- amputace dle Stokem-Grittiho (amputatio in femore secundum Gritti): stehenní kost se protíná nad oběma kloubními hrboly stehenní kosti a na kostní pahýl se překlopí zbytek kolenní česky, z níž byla resekována chrupavčitá část; úponová šlacha česky se přiřívá k ohýbačům kolene; má stejně dlouhý kostní amputační pahýl jako amputace dle Callandera, ale se zachováním ventrální poloviny česky,
- amputace dle Callandera (amputatio femoris secundum Callander): amputace je provedena těsně nad oběma kloubními hrboly stehenní kosti; při této operaci se vypreparují šlachy stehenního svalstva při úponu a vzájemně se sešijí antagonistické svalové skupiny; s velmi dlouhým stehenním pahýlem,
- amputace dle Symea: amputuje se těsně nad hlezenním kloubem v epifýze holenní kosti; odstranění všech částí nohy a distální části bérce těsně nad talokrurálním kloubem,
- amputace dle Pirogova: patní kost se protne napříč asi uprostřed, zůstane zachován úpon Achillovy šlachy; těsně nad hlezenním kloubem se protne kost holenní a kost lýtková, dolní polovina kosti patní se překlopí vzhůru ke kosti holenní; odstranění všech částí nohy s výjimkou dorzálních tří čtvrtin patní kosti,
- amputace v Chopartově kloubu: oddělení kostí v kloubu talonavikulárním a kalkaneokuboidním,
- amputace v Lisfrankově kloubu: oddělení všech kostí metatarzálních od kostí tarzálních (Dungl a kol., 2004).

### **Diafyzární amputace ve stehně**

Tento typ amputace se týkal naší pokusné osoby, proto se o ní zmíníme podrobněji.

Podle potřeby může být amputace provedena v různé výši. Provádí se rozličnými technikami. Vychází z principu myoplastické amputace. Je to překrytí kostního pahýlu antagonisticky složeným svalstvem, a to tak, aby vznikl kuželovitý nosný pahýl schopný nést hmotnost celým povrchem. Svalstvo se dále upraví klínovitými excizemi, aby pahýl získal měkký tvar. Svaly přiřité nad hrotem kosti plní do určité míry i svou motorickou funkci. Čím je pahýl delší, tím větší hmota svalová je zachována, a tím

může být výkonnější. Příliš dlouhé a naopak příliš krátké amputační pahýly působí problémy při konstrukci protézy a výkonnost amputovaného tak klesá. Při amputaci vysoko ve stehně je pahýl udržován v abdukci, poněvadž je ztrátou značně oslabena skupina stehenních přitahovačů. Operační jizva má být po zhojení umístěna na rozhraní vrcholu pahýlu a zadní plochy stehna. Zde vadí opírání v objímce nejméně. Nejvýhodnější je amputace ve dvou třetinách stehna (Sosna, 2001).

### **2.1.5 Komplikace po amputaci**

Po amputaci může dojít k mnoha komplikacím, které Sosna (2001) dělí na:

#### **1. Lokální**

- hematom: rozsáhlý uzavřený krevní výron v hlubších tkáních spojený s otokem; vážný problém, který může vést k infekci, nekróze, bolestem; větší si vyžádá revizi,
- nekróza: odumření tkáně či části orgánu; je-li menší, je možno nechat zhojit ránu per secundam, při větším rozsahu je nezbytná operační revize, nekrektomie a resutura,
- dehiscence v ráně: rozestup; indikována je revize, toaleta a resutura,
- gangréna: vzniká lokální ischemií, která může mít řadu příčin – nevhodná úroveň amputace, arteriální uzávěr, řešení je reamputace v optimální výši,
- edém: otok; nejčastěji je způsoben špatným obvazem, následkem může být tzv. “hruškový pahýl“, který se obtížně protězuje,
- kontraktura: chorobné stažení svalů; prevence je správné polohování a rehabilitace,
- bolest: fantomové pocity vznikají někdy nesprávným ošetřením nervového pahýlu; při jejich výskytu řeší problém psycholog, pokud obtíže trvají, je nutná operační revize,
- zlomeniny: i v oblasti pahýlu může dojít ke zlomenině; léčba probíhá dle typu a lokalizace zlomeniny,
- infekce: řešena intenzivní terapií antibiotiky, operační revizí se zavedením proplachové laváže nebo reamputací podle příčiny, mikrobiálního nálezu a celkového stavu pacienta.

## 2. Celkové

- psychologické komplikace: ztráta končetiny je u všech pacientů výrazným zásahem do života; ne každý je tuto změnu schopen akceptovat; je nutná kvalitní rehabilitace a spolupráce s psychologem,
- morbidity a mortality: u válečných poranění a polytraumat je samozřejmě vysoká; snižuje ji prevence šoku, dobrá chirurgická technika, první pomoc, dostupnost kvalitního ošetření a antibiotika; v mírových podmínkách je amputace při včasné indikaci a správném technickém provedení relativně bezpečným výkonem.

### 2.1.6 Amputace v dětském věku

U dětí musíme počítat s faktorem růstu dítěte. Dáváme přednost exartikulaci, neboť tak zachováme distální epifýzu a kost roste normálním tempem. U dětí často vidáme přerůstání kostěných částí proti měkkým tkáním a napínání kůže na hrotu amputačního pahýlu. Tento stav vyžaduje reamputaci. Děti snášejí amputace lépe než dospělí, adaptabilita na danou situaci je lepší. Nemívají fantomové pocity a nevyskytují se neuromy. Psychické problémy jsou řídké. Potíže přináší pouze nutnost častého obnovování protetického vybavení vzhledem k růstu dítěte (Sosna, 2001).

## 2.2 Ortopedická protetika

Ortopedická protetika se zabývá způsoby náhrady ztracených částí těla a způsoby náhrady omezených nebo ztracených pohybových funkcí technickými prostředky, nebo léčením nemocí technickými prostředky včetně průvodních úkonů, které léčení a aplikace technické pomůcky vyžaduje. Obor ortopedická protetika se dělí na část zdravotní, která se zabývá léčbou a indikací správné technické pomůcky, a technickou, která se zabývá výrobou a aplikací konkrétní technické pomůcky (Hadraba, 2002).

Výraz ortopedická protetika vyjadřuje vztah k léčení a kompenzaci vad a nemocí pohybového ústrojí. Pomůcky mohou být sériové nebo individuálně vyrobené ([www.uzis.cz](http://www.uzis.cz)).

Současná protetická technika je díky kvalitním materiálům, především termoplastům a dále lehkým a přitom pevným kovům, schopna vytvořit takové pomůcky, které se do rozsahu pohybu téměř vyrovnají vlastní končetině (Kolektiv autorů, 1997).



Protetika zahrnuje výrobu protéz, ortéz, epitéz, bandáží, ortopedické obuvi a dalších pomůcek (adjuvatika = kompenzační, doplňující pomůcky). Protéza je náhrada chybějící části těla, nejčastěji končetiny, která plní funkci chybějícího orgánu (dolní končetiny - stehenní, bércová, chodidla; horní končetiny - pažní, předloketní, ruky x myoelektrická). Ortéza napravuje nebo nahrazuje vadnou funkci části těla nebo pomáhá při doléčení. Ortézy mohou být končetinové nebo trupové, z jiného pohledu pak fixační, korekční, podpěrné atd. Některé dětské ortézy jsou speciální, jako abdukční přístroj na kyčle. Bandáže jsou elastické nebo částečně elastické ortézy. Epitézy (např. prsní) slouží ke kompenzaci ztráty části těla, ale neřeší funkční náhradu ([www.uzis.cz](http://www.uzis.cz)).

Překvapující je počet nově zhotovených protéz, kterých v roce 1994 bylo poměrně málo. Lze se tedy právem domnívat, že ne všichni amputovaní byli schopni vybavit se protetickou pomůckou. Na klesajícím počtu zhotovených protéz se ale také může podílet mortalita – poměrně značně vysoká, která podle údajů z roku 1990 byla u 258 amputovaných pod kolenem 106, tj. 41 %, a u 1631 exartikulovaných v koleně nebo amputovaných ve stehně 609 pacientů, tj. 37,3 %. V roce 1989 bylo v České republice postaveno 3558 protéz dolní končetiny. Za 5 let, tedy v roce 1994, pouze 1537. Pokles je tedy velmi výrazný (Kolektiv autorů, 1997).

Počty lékařů, zdravotnického personálu, výkony a zhotovené pomůcky v letech 2003 až 2007 jsou uvedeny v tabulce 1 ([www.uzis.cz](http://www.uzis.cz)).

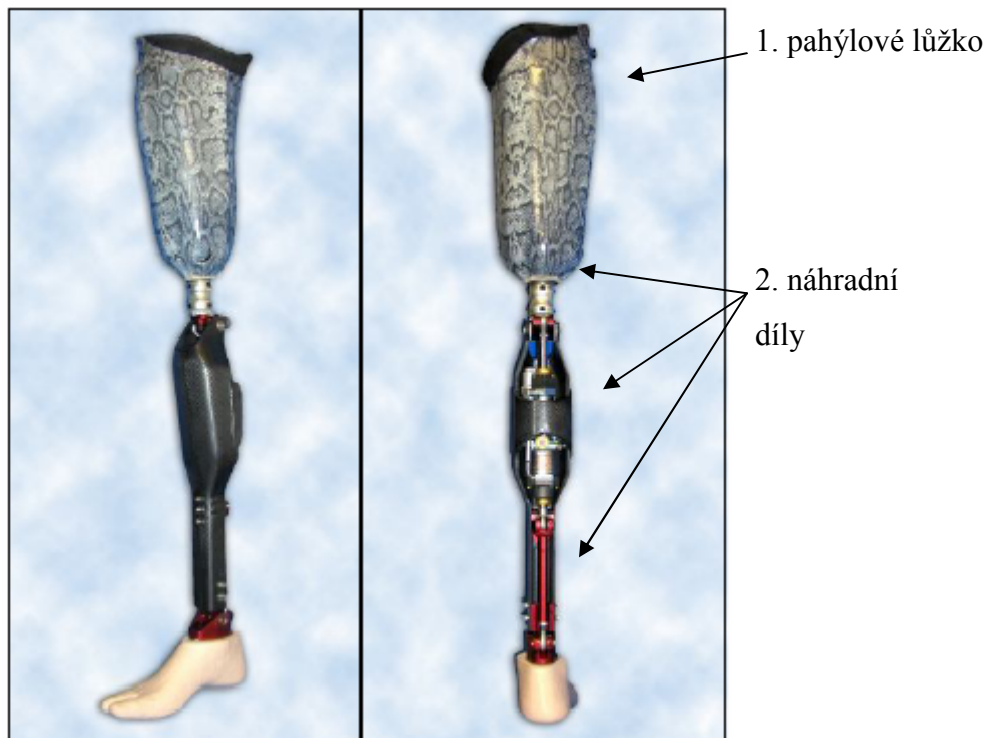
Tab. 1: Vybrané ukazatele a výkony ortopedické protetiky 2003–2007 (www.uzis.cz)

Ukazatel/výkon	2003	2004	2005	2006	2007
lékaři (přepočtené počty)	8,89	9,39	10,39	9,61	11,81
SZP/ZPBD a ostatní <sup>1)</sup>	188,90	149,88	136,62	133,61	110,48
počet ošetření - vyšetření lékařem	31 792	33 544	40 995	38 869	36 614
počet ošetření vyšetření technikem	27 228	27 271	32 532	29 734	27 520
zhotovené protetické pomůcky:					
protézy horní končetiny	168	172	173	165	224
protézy dolní končetiny	1 254	1 096	1 204	1 185	1 262
ortézy horní končetiny	1 136	1 060	914	932	629
ortézy dolní končetiny	3 075	2 753	2 360	2 108	2 718
ortézy hlavokrční	573	621	377	591	390
ortézy trupové	3 326	3 029	3 421	3 085	3 247
protetické výrobky:					
měkké bandáže	3 499	3 799	3 359	5 609	3 069
ortopedická obuv - počet párů	1 554	1 752	1 523	1 418	1 746
ortopedické vložky - počet párů	25 071	32 480	17 268	17 274	31 431
ostatní pomůcky	1 158	1 631	1 309	2 664	4 999
počet vykazujících jednotek	21	23	22	21	22

<sup>1)</sup> Za roky 2003 a 2004 se uvádí střední zdravotničtí pracovníci (SZP); od roku 2005 se uvádí zdravotničtí pracovníci nelékaři s odbornou způsobilostí bez odborného dohledu (ZPBD) a ostatní odborní pracovníci.

## 2.2.1 Popis protézy a jejího příslušenství

Každá protéza se skládá z následujících částí:



Obr. 1: Stehenní protéza ([www.protetika-stepanova.cz](http://www.protetika-stepanova.cz))

### 1. Pahýlové lůžko (obr. 1)

Je přísně individuální, základní a nejdůležitější část protézy, pokrývá povrch amputačního pahýlu.

Dělí se na tři části:

- horní zesílená část lůžka je věnec, na kterém jsou vymodelovány opěrné plochy a body, kde se přenáší zátěž pacientova těla do protézy; u stehenní protézy je to sedací hrbol; odpovídající část věnce je rozšířená, vyztužená, může být i změkčená a nazývá se sedlo,
- střední část pahýlového lůžka tvoří tzv. stěny; ty jsou modelovány dle tvaru pahýlu a jednotlivých svalových skupin; jsou zde opět vymodelovány místa tlaku a místa odlehčení,
- distální část pahýlového lůžka tvoří dno; má miskovitý tvar a v jeho středu může být umístěn ventil, kterým je možno protáhnout trikotinovou hadici, s pomocí které lze vtáhnout pahýl do pahýlového lůžka; dále pak použitím gumového ventilu je možno po odstranění vzduchu došlápnutím ventilový kanál uzavřít.

## 2. Náhradní díly (obr. 1)

Jsou díly, které nahrazují ztracené části těla, jako je stehno, bérce, noha, kolenní kloub, kyčelní kloub atd. Jednotlivé díly jsou většinou navzájem sestavitelné a ve spojení s pahýlovým lůžkem vytváří protézu. Takové dílce se nazývají moduly a odtud název těchto protéz – modulární protézy.

## 3. Pomocné díly

Jsou takové dílce, které pomáhají přidržovat protézu na pahýlu a zajišťují lepší stabilitu protézy například do rotací. Pomáhají zvětšit retenci pomůcky. Jedná se o různé šle, bandáže, které se přidávají k protéze v její horní části (Hadraba, 2002).

### 2.2.2 Protézy dolní končetiny

Veškeré protézy na dolních končetinách je možno stavět dvěma způsoby:

- klasickou technologií stavby, což je kůže, kov, plst', dřevo.
- moderní technologií, což jsou techniky podtlakového lití dvousložkových pryskyřic, používání termoplastů jak vysokoteplotních, tak nízkoteplotních a používání předem vyrobených dílců, jako jsou klouby, chodidla a ostatní náhradní díly, silikonové vložky, punčochy.

Typy protéz rozdělujeme podle Hadraby (2002) na:

- sandálové protézy – se vyrábějí v případech amputací v Lisfrankově nebo Chopartově kloubu; po aplikaci na nohu se obouvají do sériové nebo ortopedické obuvi,
- štítové protézy – se vyrábějí v případech amputace ve vyšší oblasti nohy, jako jsou amputace dle Pirogova, Symea; protéza se kryje punčochou a obouvá se do ortopedické obuvi,
- bércové protézy – se převážně vyrábějí moderní technologií jako protézy modulární; nejznámější je typ lůžka KBM (Kondylen Bettung Monster),
- exartikulační kolenní protézy – používá se zde speciální kloub pro exartikulace, který má osu pohybu těsně pod kondyly femuru,
- stehenní protézy – zásadní význam pro dobrou funkci protézy má správně vytvarované pahýlové lůžko,

- exartikulační kyčelní protézy – zásadně se k vybavení používá moderní technologie s použitím speciálních výkyvných kyčelních exartikulačních kloubů; základem je výroba pánevního koše, který zde nahrazuje pahýlové lůžko.

### 2.2.3 Podmínky k protézování

Hadraba (2002) uvádí tyto podmínky k protézování:

- zhojená jizva,
- zformování měkkých částí tkání,
- otužení pahýlu,
- dobrý rozsah v kořenovém kloubu,
- nesmí být vady měkkých tkání.

### 2.2.4 Hodnocení amputačního pahýlu

Amputační pahýl se hodnotí podle:

- délky,
- pohyblivosti,
- nosnosti.

Délkou amputačního pahýlu se rozumí jeho podélný rozměr od štěrbině posledního zachovaného kloubu po vrchol pahýlu. Čím je pahýl delší, tím je výkonnější, je lépe obepínán objímkou protézy, tvoří delší páku a je třeba menší síly k pohybu umělé končetiny.

Pojem pohyblivost amputačního pahýlu se skládá z rozsahu pohybu a ze síly, která pohyb vykonává.

Pod pojmem nosnosti a zatíženosti pahýlu zahrnuje se možnost vzpírat se trvale, bezbolestně a beze škod o amputační pahýl. Pahýl, kterým se lze bez zmíněných obtíží trvale opírat o podložku, se nazývá nášlapný pahýl.

Špatnou nosnost pahýlu zaviňují hlavně neúčelně uložené amputační jizvy, jizvy rozsáhlé, hlavně plošné a fixované ke spodině, špatné kostní jizvy jako osteofyty na okraji kostního amputačního pahýlu, nekrózy kostí, hrbolatý okraj kosti, příliš kónické pahýly, neuromy v blízkosti amputačního pahýlu.

Krytí amputačního pahýlu měkkými částmi je jednou z podmínek vhodného a nosného pahýlu. Na pahýlu se hodnotí mohutnost svalové vrstvy, napětí svalové tkáně, elasticita kůže, její prokrvení a tloušťka vrstvy podkožního tuku (Hadraba, 2002).

## 2.3 Svalové dysbalance

Svalová dysbalance je stav, při kterém je porušena funkční rovnováha svalového systému tonického a fázického. Typickým obrazem svalové dysbalance, vznikajícího nejčastěji v rámci jednostranného zatěžování, je na jedné straně vznik přetížených, zkrácených svalů a na druhé straně svalů oslabených, chabých.

Změny v kosterním svalstvu mají hlubší základ, spočívající v odlišnosti svalů s převážnou činností tonickou nebo fázickou (Kabelíková, Vávrová, 1997).

### **2.3.1 Rozdělení svalového systému**

#### **Posturální svaly**

Zajišťují především statickou polohu těla v gravitačním poli, jako je vzpřímený stoj, patří do skupiny fylogeneticky starších svalů. Svaly s převážně posturální funkcí mají sklon k hyperaktivitě a tuhosti, pod vlivem zvýšeného svalového napětí se nadměrně zkracují a mají tendenci přebírat funkci svalů fázických. Tyto svaly jsou zapojeny zejména do flexorových reflexních mechanismů.

Svalové zkrácení je stav, při kterém dochází ke klidovému zkrácení délky svalu, což znemožňuje dosažení plného rozsahu pohybu v kloubu. Svalové zkrácení není podmíněno aktivní kontrakcí svalu a tedy ani aktivitou nervového systému.

Sklon ke zkrácení se projevuje nejen za patologických situací, ale je zřejmě charakteristický pro reaktivitu určitých svalových skupin i za normy, tedy v průběhu života (Janda, 1996).

Zkrácen nemusí být jen posturální sval, ale jakýkoliv sval, který je dlouhodobě držen nebo zatěžován z nevhodné výchozí polohy bez odpovídající kompenzace, protažení.

Mezi svaly s tendencí ke zkracování patří především:

- m. triceps surae,
- ischiokrurální svaly,
- m. rectus femoris,
- m. tensor fasciae latae,
- m. iliopsoas,
- mm. adductores femoris,
- m. quadriceps femoris,
- m. erector trunci – lumbální část,
- m. obliquus abdominis externus et internus,

- mm. pectorales, m. subscapularis,
- m. deltoideus,
- m. trapezius – pars ascendens,
- mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus,
- na horních končetinách – flexorové svalové skupiny

(Lewit, 1996).

### **Svaly fázické**

Plní zejména pohybové funkce a při nedostatečné pohybové stimulaci mají sklon k útlumu, ochabují. Svaly s tendencí k oslabení jsou fylogeneticky mladší a do pohybové ontogeneze se zařazují později než svaly posturální.

Svaly fázické:

- m. tibialis anterior,
- extenzory prstců,
- mm. peronaei,
- mm. vasti,
- m. gluteus maximus, medius et minimus,
- m. rectus abdominis,
- m. serratus anterior,
- m. supraspinatus, m. infraspinatus,
- m. trapezius – pars descendens,
- hluboké flexory šíje (m. longus colli, m. longus capitis),
- žvýkací svaly,
- na horních končetinách – extenzorové svalové skupiny

(Lewit, 1996).

### **2.3.2 Příčiny svalových dysbalancí**

Jako příčiny svalových dysbalancí můžeme uvést:

- pohybová chudost, nedostatečné zatěžování,
- jednostranné zatěžování bez dostatečné kompenzace,
- chronické zatěžování nad hranici danou kvalitou svalu,
- změna pohybového stereotypu např. vlivem úrazu, nemoci (Lewit, 1996).

### **2.3.3 Rozdělení svalových dysbalancí**

Podle lokalizace rozdělil Janda (1982) svalové dysbalance do tří syndromů:

#### **Dolní zkřížený syndrom**

Vzniká na podkladě svalové nerovnováhy mezi hyperaktivními flexory kyčelního kloubu a oslabenými mm. glutei maximi. Mezi oslabeným břišním svalstvem a zkrácenými mm. erectores trunci v oblasti bederní páteře. A mezi oslabenými mm. glutei medii a minimi a zkrácenými mm. tensores fasciae latae a mm. quadrati lumborum.

Výsledkem dysbalance je zvýšená anteverze pánve, hyperlordóza bederní páteře a semiflexe v kyčelních kloubech. Je porušena statika a dynamika v oblasti pánve, lumbální části páteře (tzv. nestabilní kříž) a dále v kyčelních i kolenních kloubech.

Pro útlum m. gluteus maximus za současného zkrácení m. iliopsoas je omezena extenze v kyčelních kloubech, což se při chůzi klinicky projeví jako snížení délky kroku (Véle, 1997).

Nedostatečný rozsah extenze v kyčli je nahrazen zvýšenou anteverzí pánve a moment otáčení se tím přenesení z kyčelních kloubů do lumbosakrálního přechodu, který je soustavně při každém kroku přetěžován. Je jen otázkou času, kdy dojde zprvu k funkční a později k morfologické poruše v této oblasti. Oslabení m. gluteus medius et minimus vede k nedostatečné laterální stabilizaci pánve na straně švihové končetiny a dalšímu zatěžování lumbosakrální páteře ve frontální rovině (Janda, 1984).

#### **Horní zkřížený syndrom**

Svalová dysbalance se týká těchto svalových skupin: oslabení dolních fixátorů lopatek a zkrácení horních fixátorů lopatek, oslabení mezilopatkového svalstva a zkrácení mm. pectorales, oslabení hlubokých flexorů šíje a zkrácení extenzorů šíje. Rovněž může dojít ke zkrácení horní části ligamentum nuchae, které způsobuje fixovanou hyperlordózu v oblasti horní krční páteře. Také u této dysbalance dochází ke změnám statiky i hybných stereotypů. Pro tento syndrom je charakteristický předsun hlavy a krku, výše zmíněná hyperlordóza krční páteře, přetížení cervikokraniálního a cervikotorakálního přechodu. Zvýšené napětí prsních svalů způsobí kulatá záda a předsunuté držení ramen (Janda, 1982).



## **Vrstvový syndrom**

U tohoto syndromu se střídají oblasti hypertrofických a oslabených svalů. Při pohledu kaudokraniálním směrem zezadu nalézáme hypertrofické ischiokrurální svaly, nad nimi hypotrofické hýžděové svaly a málo vyvinuté paravertebrální svaly v lumbosakrální oblasti. Další hypertrofickou zónu tvoří mohutně vyvinuté mm. erektors trunci torakolumbálního přechodu, nad nimi je hypotrofická zóna dolních fixátorů lopatek a poslední hypertrofickou zónu tvoří m. levator scapulae a pars ascendens m. trapezius. Na ventrální ploše se vyklenuje dolní část ochablých přímých břišních svalů, avšak dále laterálně bývá břišní stěna vtažena v místech hyperaktivních šikmých břišních svalů. Hypertrofický je i m. pectoralis major a m. sternocleidomastoideus (Janda, 1982).

## 2.4 Chůze

Chůze (obr. 2) je základní a nejvýznamnější způsob lokomoce člověka tvořený kroky. Krok je soubor pohybů, které se odehrávají v čase mezi analogickými polohami jedné a druhé končetiny (Lánik, 1990).

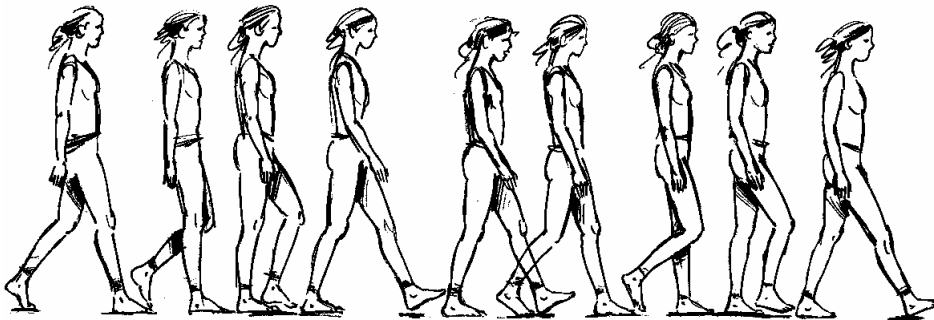
Podle Hněvkovského (1952) je chůze vysoce automatizovaný pohybový projev, jehož charakter závisí na struktuře těla, jeho proporcích a hmotnosti právě tak, jako na kvalitě proprioceptivní informace z periferie (proprioceptivní informace na straně amputace chybí) a na kvalitě regulačních centrálně nervových mechanismů.

Lokomoční pohyb člověka vpřed probíhá ve zkříženém vzoru. Krokový cyklus Vojta (1995) rozděluje na čtyři fáze: flekční, relaxační, opěrná a odrazová fáze. Tyto fáze se objevují vždy ve stejném sledu v recipročním vzoru na všech čtyřech končetinách.

Podle Jandy, Polákové, Véleho (1966) je chůze hybným stereotypem, který člověka odlišuje od ostatních živočichů. Jedinec se jí neučí, ale v průběhu ontogeneze se tato schopnost rozvíjí na podkladě vrozených programů. Napřímením páteře se lidská lokomoce vyvinula jako bipedální forma lokomoce. Zároveň v sobě skrývá svoji fylogeneticky podmíněnou kvadrupedální formu s tím rozdílem, že horní (dříve přední) končetiny nejsou ve styku s pevnou oporou a nezajišťují primárně lokomoci. Jejich funkce se transformovala do vyrovnání torzních sil, a to ve spolupráci s trupem. Kvadrupedální charakter chůzového stereotypu nalézáme v jeho zkříženém vzoru. Obecný pohybový program je u každého člověka tak individualizován, že utváří jeho identitu podobně jako struktura rohovky nebo daktyloskopický otisk (Kračmar, 2002).

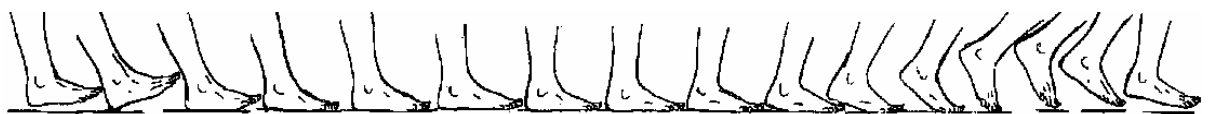
Kineziologicky sledujeme chůzi jako opakovaný proces ztráty a nalézání rovnováhy ve schématu opuštění polohy – pohyb – zaujetí polohy.

Podle Lánika (1990) je úlohou stojné končetiny zachytit včas pád těla (zabránit tomu, aby těžiště těla kleslo příliš dolů), odpružit náraz padajícího těla a přeměnit energii pádu na propulzní sílu. Odpružení se děje při došlapu patou nejdříve aktivitou dorsiflexorů, které regulují celý došlap tím, že brzdí plantární flexi. Další odpružení pokračuje aktivitou m. quadriceps femoris. Mezi hlavní úlohy stojné končetiny patří také přenesení pánve a s ní i horní části těla zezadu dopředu, a to co nejnižším obloukem.



Obr. 2: Chůze (Srbková, 2006)

Při přirozené chůzi, tedy naboso, je pevný bod nejdříve „uchopen“ chodidlem, člověk se k němu přitahuje, přenáší přes něj těžiště těla a nakonec se od tohoto bodu odráží. Typické odvíjení plosky při chůzi ukazuje obr. 3. Z tohoto stereotypu se rozvinuly další druhy lokomoce. Civilizace výrazně zasáhla do stereotypu chůze. Pevná podrážka omezila informační tok z plosky nohy, která je bohatá na receptory. Tvrdá, neohebná podrážka pak mění stereotyp chůze omezením odvíjení plosky od podložky (Kračmar, 2002).



Obr. 3: Odvíjení plosky při chůzi (Srbková, 2006)

Chůzi můžeme rozdělit podle Haladové a Nechvátalové (1997) do tří fází:

- fáze opory (stojná) – odraz probíhá z plného chodidla do výponu, chodec získává rovnováhu, jednooporové postavení; tato fáze je delší než doba kmihu,
- fáze kmihu (kročná) – od okamžiku, kdy noha opustila podložku po dotek paty země, jednooporové postavení; fáze lze rozdělit na kyv celé (v koleni ohnuté)

končetiny a na fázi kyvu bérce; v této fázi dochází k extenzi v kolenním kloubu spolu s dorsální flexí v hlezenním kloubu,

- fáze dvojí opory – kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou; tato fáze trvá 1/10 opěrné fáze; při rychlé chůzi se tato fáze zkracuje.

### **Horní končetiny při chůzi**

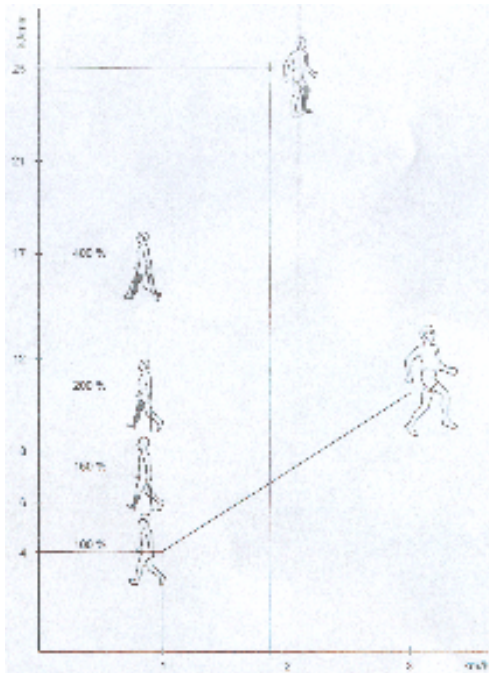
Horní končetiny se pohybují švihově v opačném smyslu nežli příslušné dolní končetiny. Tento pohyb se pokládá za pasivní a vyvažovací.

#### **2.4.1 Lokomoce při jednostranné nadkolenní amputaci**

Člověk s jednostrannou nadkolenní amputací využívá dvou možných způsobů lokomoce:

- chůze s protézou,
- chůze o francouzských holích (bez protézy).

Chůzi s protézou můžeme charakterizovat jako bipedální lokomoci (viz. výše) s určitými odlišnostmi. Až dosud se udávala energetická náročnost chůze s protézou ve srovnání s náročností chůze zdravého člověka od 150 do 400 %. Ke stanovení skutečné kalorické spotřeby u amputovaných byla provedena rozsáhlá studie (obr. 4). Na základě sledování spotřeby kyslíku při chůzi bez protézy se dvěma berlemi pak byla vypočtena skutečná potřeba energie k chůzi. Byla vyšetřována především skupina jedinců v postproduktivním věku, která právě tvoří největší část z celé sestavy všech amputovaných (Kolektiv autorů, 1997).



Obr. 4: Energetická náročnost chůze o protéze (Kolektiv autorů, 1997)

Chůze o francouzských holích se využívá zejména při přesunech na kratší vzdálenost. Hlavní úlohu zde mají horní končetiny. Chodidlo a berle musí mít stabilizovanou základnu, tzn., že tvoří rovnostranný trojúhelník. Amputovaný přenesse hmotnost těla na obě berle, zhoupnutím těla se dostává dopředu a došlápne na zdravou končetinu. Berle předsune před sebe a proces se znovu opakuje (Hromádková, 1999).

Při chůzi o berlích dochází k zatěžování především svalstva horních končetin, ale i trupu, a požadavky těchto svalů na kyslík jsou vysoké. Pro některé jedince je tato zátěž nepřiměřená. Člověk není na chůzi pomocí horních končetin trénován a ani muskulatura horní poloviny těla není k tomu přizpůsobena (Kolektiv autorů, 1997).

## 2.5 Elektromyografie

Povrchová elektromyografie neboli EMG, je vyšetřovací metoda umožňující snímání elektrické aktivity sledovaných svalů prostřednictvím povrchových elektrod. Studuje svalovou funkci pomocí analýzy změn elektrického potenciálu, ke kterým dochází při aktivaci svalu. Depolarizace a repolarizace povrchové membrány svalového vlákna je prvotní zdroj změny elektrického potenciálu uvnitř svalu. Depolarizace membrány doprovází pohyb iontů, generující elektrické pole v blízkosti svalového vlákna. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových

vláken. Akční potenciál prochází při měření povrchového EMG přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány.

Záznam se nazývá elektromyogram. Obvykle má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek (dále jen MJ). Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči – sval, kůže, elektrody (Rodová, Mayer a Janura, 2001).

Povrchové elektrody jsou obvykle menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou pokožku leukoplasty. Nejsou vhodné pro vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, protože zachycují potenciály z větší plochy, takže se zaznamenává aktivita z více MJ. Podle účelu použití se elektrody dále dělí na registrační, zemní a stimulační, které jsou speciálně upraveny pro vyvolání stimulace. Registrační elektrody mohou být jehlové i povrchové. Aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou. Výsledný EMG signál je rozdílem napětí mezi aktivní a referenční elektrodou. Zemní elektrody jsou povrchové, obvykle ve formě fixovatelné páskové elektrody. EMG signál získaný pomocí povrchových elektrod ve srovnání s jehlovými elektrodami umožňuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu díky větší ploše, ze které je záznam získáván. EMG záznam, získaný pomocí povrchových elektrod, obsahuje výsledný zápis interferenční činnosti mnoha MJ. Je snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách. Povrchové EMG je neinvazivní, jednoduše proveditelné vyšetření (Rodová, Mayer a Janura, 2001).

Povrchový EMG záznam nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, ale neposkytuje žádnou bližší informaci o elektrické aktivitě jednotlivých přilehlých motorických jednotek. Nevýhodou použití povrchové EMG jsou nepřesně definovatelné polohy povrchových elektrod vůči aktivním MJ jednotlivých svalů. Obecně je doporučována vzdálenost elektrod 10 mm ve stopě střední linie svalu v oblasti největšího bříška svalu (De Luca, 1993). Při práci v terénu se prakticky nevyhneme náboru artefaktů, jejichž objektivní odstranění ze získaných dat je velmi problematické. Odchytky mohou být způsobeny elektrickými rušivými vlivy z okolí, mechanickými vlivy (proměnná velikost přechodového napětí mezi elektrodou a kůží), záznamem napětí z jiného svalu.

Pro získání kvalitního EMG záznamu je nutné přesné optimální nastavení přístrojů, věrné zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách (bipolární svod), zabránění

artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svalu. Povrchová EMG je využívána v mnoha vědních oborech: v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a dalších oborech. V biomechanice dominují tři aplikace při používání povrchového EMG: ukazatel zahájení svalové aktivace udává informace o silových přírůstcích vyvolaných jednotlivými svaly nebo skupinou svalů. V oblasti kineziologických studií se povrchové EMG využívá při vyšetřování aktivity jednotlivých svalů, aktivace konkrétního svalu v čase. EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní či nikoli, popř. míru svalové aktivity.

Dále slouží k pozorování koaktivace svalů v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vliv zátěže na svalovou funkci. Umožňuje zhodnotit průběh terapeutického procesu nebo efektivitu tréninku. Pomocí povrchového EMG lze při vyšetřování komplexních pohybových vzorů sledovat okamžik a rychlost nástupu svalové aktivity vybraných svalů i relativní poměr jejich zapojení. Metodika povrchového měření EMG je uznávána jako vhodný prostředek vyšetření pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer a Janura, 2001).

Na začátku 21. století nebyly známy případy EMG měření v terénu pomocí neseného EMG přístroje s vlastní pamětí pro ukládání dat. Sledování bývala prováděna v laboratořích s drátovým spojením elektrod s EMG přístrojem nebo v terénu s telemetrickým přenosem informací zatíženým množstvím elektromagnetických poruch. Záznam tak býval znehodnocen množstvím artefaktů, způsobených přenosem informace prostředím, které je dnes poměrně silně elektromagneticky „znečištěno“. Vytvoření přenosného EMG přístroje panem Zelenkou na UK FTVS umožnilo provádět terénní měření, aniž by bylo omezeno kabeláží. Měřené signály jsou do vnitřní paměti, umístěné na těle probanda, převáděny stíněnými kabely. Zabránit vzniku a náboru artefaktů při plošné EMG nelze nikdy, je však poměrně potlačen jejich vývoj v průběhu telemetrického transferu (Sedliská, 2007).

## 2.6 Charakteristika sjezdového lyžování osob s jednostrannou nadkolenní amputací

Nejmodernějším způsobem zatáčení na lyžích je technika řezání oblouků po hranách – carving. Lyže jsou vedeny „čistě“ po hranách se snahou o eliminaci smýkání v průběhu oblouku. Vertikální pohyb těžiště těla je minimální a do pozadí ho zatlačuje pohyb horizontální.

Carvingové lyžování znamená v jednoduchém vyjádření jízdu po hranách (respektive snahu o co největší podíl jízdy po hranách) na úkor smyku.

### **2.6.1 Carvingový oblouk zdravých**

Carvingové oblouky mají přes obdobné základy s kročnou technikou České školy lyžování svoje specifika především v technice jízdy. Velmi důležitou pomůckou pro carvingové lyžování jsou lyže schopné snadno zahájit oblouk a hlavně jej vést po hranách. Naklopení lyží na hrany závisí především na laterálním pohybu v kolenních kloubech, na který navazuje vklonění pánve směrem „do oblouku“ v laterolaterální rovině a protipohyb horní poloviny těla v závislosti na odstředivé síle (dané sklonem svahu, rychlostí jízdy) a široké stopě. Pohyb těžiště těla je plynulý ve všech směrech a pohybový rozsah je výraznější v laterálním směru. Paže jsou v zevněrotačním postavení v ramenních kloubech, periferní klouby jsou uvolněné v lehké flexi. Hlava, na jejímž postavení závisí průběh celého oblouku, je v neutrálním postavení v sagitální rovině tak, aby bylo zajištěno extenční postavení v oblasti krční páteře v segmentech dolní krční páteře.

Je obloukem řezaným, s minimem smyku, ideálně bez smyku. Fáze vedení oblouku je již jízdou po hranách, s tělem vkloněným do oblouku a pohledem ve směru oblouku. Fáze výjezdu z oblouku je bez smyku, těžiště těla se krátce vrací nad lyži a plynule navazuje fáze zahájení dalšího oblouku. Čím více jsou lyže na hraně, tím zavřenější je oblouk. Carvingový oblouk je nebrzdivý, naopak každým obloukem může lyžař ještě zrychlovat (Sedliská, 2007).

### **2.6.2 Technika zatáčení**

Při jízdě na sjezdových lyžích způsobuje pohyb lyžaře gravitace. Úkolem lyžaře při jízdě ze svahu nebo při zatáčení je udržení rovnovážného postoje proti gravitaci, proti odstředivé síle a proti brzdě síle vznikající třením lyží o sníh. Lyžař tedy sám pohyb

nevyvíjí, pouze udržuje postoj tak, aby byl v rovnováze s vnějšími silami. Postoj lyžaře při jízdě se dá popsat jako „řízený pád“.

Současný velmi vykrojený tvar lyží umožňuje zatočit při pouhém překlopení lyže na levou nebo pravou hranu. Přikloněním kolena ke svahu je totiž lyže postavena na hrany, které jsou vyříznuty v určitém poloměru (telemarský tvar lyží, radius<sup>1</sup>). Tento rádius komunikující s terénem vytváří oblouk. Čili lyžař nepůsobí lokomočně, lokomoci způsobuje gravitace, lyžař udržuje posturu proti gravitaci, odstředivé síle a silám brzdným (odpor sněhu a vzduchu).

Tak jako centrální nervový systém (dále CNS) udržuje automaticky stabilitu při chůzi, kdy cyklicky dochází ke ztrátě a znovunabytí rovnovážného stavu, tak také automaticky udržuje posturu při jízdě na lyžích u lyžařů s vyšší úrovní pohybových dovedností (Sedliská, 2007).

### **2.6.3 Popis oblouku lyžařů s jednostrannou nadkolenní amputací**

#### **Oblouk na vnitřní hraně lyže s využitím obou stabilizátorů**

Lyžař zahajuje oblouk mírným předsunutím vnitřní paže s vnitřním stabilizátorem vpřed a mírným pokrčením stejné nohy v kolenním kloubu v rovině sagitální, se současným mírným náklonem kolena dovnitř oblouku. Do vrcholu oblouku se zvětšuje pokrčení stejné nohy v kolenním kloubu v sagitální rovině a mírně také vklonění kolena dovnitř oblouku. Současně dochází k výraznému předklonu trupu. Do vrcholu oblouku se zvětšuje také náklon trupu dovnitř oblouku v rovině frontální. Vnitřní paže v ramenním kloubu se od začátku oblouku až do jeho vrcholu pohybuje vzad, tj. k tělu lyžaře v rovině sagitální. V rovině frontální je paže buď blízko u těla lyžaře po celý průběh oblouku, nebo je naopak dále od těla lyžaře. Do vrcholu oblouku se paže v loketním kloubu výrazně pokrčuje. Od vrcholu oblouku se stejná noha v kolenním kloubu začíná postupně napínat, koleno a trup vkloněný dovnitř oblouku se vrací postupně nad lyži. Předklon těla zůstává stejný. Vnitřní paže se od vrcholu oblouku v ramenním kloubu pohybuje opět mírně před tělo, v loketním kloubu paže zůstává ve stejné poloze. Vnější paže s vnějším stabilizátorem kopíruje pohyb paže vnitřní.

---

<sup>1</sup> **Rádius** lyže je hodnota přímo závislá na velikosti jejího bočního vykrojení. Ukládá velikost poloměru kružnice, kterou by vytvořila pomyslně prodloužená hrana lyže.



### **Oblouk na vnější hraně lyže s využitím obou stabilizátorů**

Pohyb lyžaře v průběhu oblouku je stejný jako v průběhu oblouku na vnitřní hraně lyže, pouze s následujícími rozdíly. Dochází k většímu předklonu trupu do vrcholu oblouku, vnitřní paže s vnitřním stabilizátorem je při zahájení oblouku vysunuta více vpřed a paže v ramenním kloubu ve frontální rovině je podstatně blíže u těla, než je tomu v obloucích na vnitřní hraně lyže.

### **Oblouk na vnitřní hraně lyže s využitím vnitřního stabilizátoru**

Pohyb lyžaře je v průběhu oblouku stejný jako u lyžaře, který využívá oba stabilizátory. Do vrcholu oblouku nedochází však k tak výraznému pokrčení stojné nohy v kolenním kloubu, protože je snížena opora o jeden stabilizátor. Koleno se naopak výrazněji vklání dovnitř oblouku, protože na něm spočívá více hmotnosti těla, kterou nezajišťuje opora o stabilizátor. Dochází k větším náklonům těla v rovině frontální a nedochází k tak výraznému předklonu trupu. Vnitřní paže v ramenním kloubu se pohybuje v rovině frontální dále od těla. Od vrcholu oblouku dochází k většímu pokrčení stojné nohy v kolenním kloubu. Paže v ramenním kloubu se v rovině frontální pohybuje zpět k tělu. Vnější paže s vnějším stabilizátorem je nad sněhem a její poloha v průběhu celého oblouku je velmi individuální.

### **Oblouk na vnější hraně lyže s využitím vnitřního stabilizátoru**

Pohyb lyžaře je v průběhu oblouku stejný jako v oblouku na vnitřní hraně lyže. Jen do vrcholu oblouku dochází k výraznějšímu předklonu trupu než u oblouku na vnitřní hraně lyže.

Domníváme se, že je to způsobeno tím, že na vnější hraně lyže nemá lyžař takový stupeň posturální jistoty jako na vnitřní hraně lyže. Což vychází z posturální funkce nohy. Zatížení lyže v její přední části umožňuje využít boční krojení lyže a vést lyži v oblouku po hraně. Případný smyk by zvýšil stupeň posturální nejistoty, zejména ve vyšších rychlostech, než v obloucích na vnitřní hraně lyže. Tříbodový model nohy nám také dovoluje udržovat boční rovnováhu při stožení na jedné noze nikoliv při zatížení paty, ale při zatížení přední části chodidla (Matošková, 2006).

## **2.6.4 Výzbroj**

Lyžování osob s jednostrannou nadkolenní amputací má svá specifika nejen v metodice nácviku sjíždění a zatáčení na lyžích, ale i ve speciální výzbroji.

### **Stabilizátory:**

Jsou základní pomůckou pro lyžaře s jednostrannou nadkolenní amputací. Stabilizátor je, zjednodušeně řečeno, francouzská berle ukončená kloubem, na kterém je připevněna krátká, asi 50 cm dlouhá lyžička. Její patka je doplněna o kovovou hranu, která zefektivňuje brzdění. Doporučují se používat sklopné stabilizátory, jelikož lyžičky mohou po sklopení plnit i funkci klasických berlí, což usnadňuje pohyb na lyžích, zejména při přemísťování, zvedání se po pádu či otáčení se na místě. Při sjíždění pomáhají stabilizátory udržet rovnováhu a napomáhají při zahájení oblouku. Pomocí nich je udržován rytmus oblouků a při chybě poslouží jako opora.

### **Obuv:**

Kvalitní lyžařská obuv má podstatný význam. Bota musí poskytovat dobrou oporu do stran, dozadu a současně fungovat jako kloub pro pohyb dopředu. Začátečnickům je doporučováno používat lyžařské boty měkčí, protože se snadno obouvají, bývají pohodlné a umožňují dostatečný pohyb nohy dopředu.

Důležité je, aby bota měla vhodný předozadní náklon. Nutí tak lyžaře přenášet hmotnost těla více na přední část chodidla.

Závodní lyžaři používají tvrdé vícepřezkové boty, stejně jako zdraví lyžaři.

### **Lyže:**

Začínající lyžař musí volit lyži měkkou, točivou a relativně krátkou. Později podle sportovní vyspělosti lyžaře volíme lyže delší, méně točivé a tvrdší. Při závodním lyžování se pak délka, vodivost a točivost lyže řídí kvalitou závodníka a zvolenou disciplínou.

### **Vázání:**

Nášlapné bezpečnostní vázání, které musí být vždy odborně seřízené (Dostál, 1997).



Inervace: N. gluteus superior; kořenová inervace z L4-S1 (Čihák, 2001).



Obr. 6: *M. gluteus medius* (Travell, Simons, 1983).

### **M. gluteus maximus**

Začíná zeširoka od zadní části lopaty kyčelní, od kosti křížové a od kostrče a jde na zadní a zevní stranu proximálního konce těla femuru.

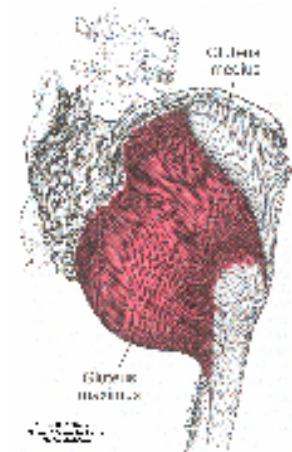
Začátek svalu: lopata kyčelní, okraj kosti křížové a kostrče, lig. sacrotuberale a povrchový list thorakolumbální fascie.

Úpon svalu: zadní okraj velkého trochanteru a pod ním tuberositas glutea.

Funkce:

- zadní snopce svalu – extenze a zevní rotace kyčelního kloubu,
- přední snopce svalu – abdukce stehna,
- snopce s úponem na tuberositas glutea – addukce stehna.

Inervace: N. gluteus inferior; kořenová inervace z L5 a S1 (Čihák, 2001).



Obr. 7: *M. gluteus maximus* (Travell, Simons, 1983).

### **M. gastrocnemius**

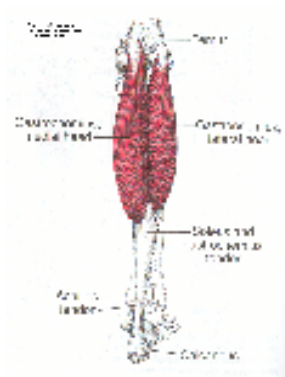
S dvěma hlavami: caput mediale a caput laterale.

Začátek svalu: horní okraje obou kondylů femuru; obě hlavy vytvářejí bříška patrná na reliéfu lýtku.

Úpon svalu: Achillovou šlachou na tuber calcanei.

Funkce: plantární flexe nohy, pomocná flexe kolena.

Inervace: N. tibialis; kořenová inervace z L5-S3 (Čihák, 2001).



Obr. 8: *M. gastrocnemius* (Travell, Simons, 1983).

### **M. peroneus longus**

Probíhá dlouhou šlachou pod retinakuly na zevní okraj nohy, do žlábků na os cuboideum a dále po plantární straně skeletu nohy k úponu m. tibialis anterior.

Začátek svalu: laterální strana hlavičky fibuly a proximální polovina laterální plochy těla fibuly.

Úpon svalu: plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu.

Funkce: pronace nohy, pomocná plantární flexe a abdukce nohy.

Inervace: N. fibularis superficialis; kořenová inervace z L5 – S1 (Čihák, 2001).



Obr. 9: *M. peroneus longus* ([www.prevention.healthline.com](http://www.prevention.healthline.com))

### **M. tibialis anterior**

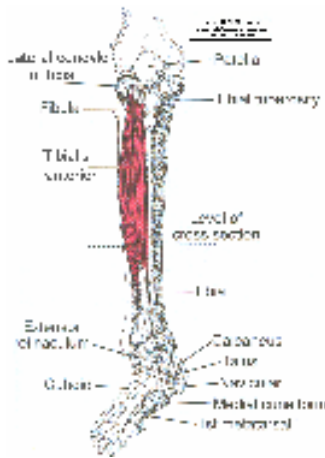
Sestupuje před vnitřním kotníkem pod retinaculum musculorum extensorum k vnitřnímu okraji nohy a kolem něho pod plantu.

Začátek svalu: proximální dvě třetiny laterální plochy tibiae a přilehlá část membrana interossea.

Úpon svalu: plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu.

Funkce: dorsální flexe nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy.

Inervace: N. fibularis profundus, kořenová inervace z L4 (Čihák, 2001).



Obr. 10: *M. tibialis anterior* (Travell, Simons, 1983).

### **M. tensor fasciae latae**

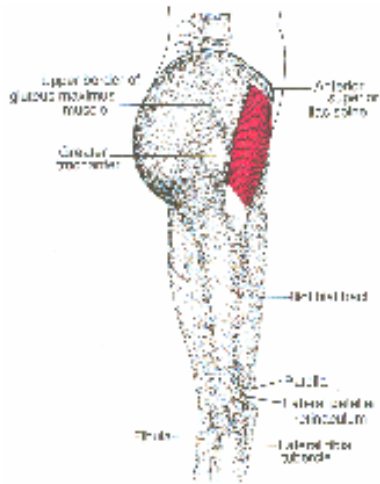
Je nejventrálnější z gluteálních svalů.

Začátek svalu: zevní plocha kosti kyčelní při spina iliaca anterior superior.

Úpon svalu: svalové břicho dosahuje do konce horní čtvrtiny stehna, pak se upíná do tractus iliotibialis a jeho prostřednictvím až na zevní plochu laterálního kondylu tibiae.

Funkce: pomocný flexor, abduktor a vnitřní rotátor kyčelního kloubu; účastní se na závěrečné rotaci kolena a zabezpečuje extenzi kolena při stoji.

Inervace: N. gluteus superior (Čihák, 2001).



Obr. 11: *M. tensor fasciae latae* (Travell, Simons, 1983).

### **3. Cíle a úkoly práce**

Cílem této práce je analýza aktivity vybraných svalů u člověka s jednostrannou nadkolenní amputací při chůzi s protézou před a po mobilizaci plosky nohy a porovnání s jejich aktivitou při sjezdovém lyžování.

#### **Úkoly práce:**

- Shromáždit teoretické podklady týkající se problematiky amputací, elektromyografie, lokomoce a sjezdového lyžování amputovaných.
- Vybrat vhodného probanda pro provedení měření.
- Zvolit svaly, jejichž činnost budeme analyzovat.
- Pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při chůzi s protézou před mobilizací plosky nohy.
- Pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při chůzi s protézou po mobilizaci plosky nohy.
- Pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při sjezdovém lyžování.
- Dle výsledku měření charakterizovat činnost sledovaných svalů, charakterizovat jejich koordinaci a intraindividuálně ji porovnat u vybraných typů lokomoce.



## 4. Metodologie

### 4.1 Charakter výzkumu

Jde o případovou studii popisného charakteru pomocí povrchové EMG a současného videozáznamu. Sledování kineziologického obsahu pohybu vybraných svalů se uskutečnilo formou srovnávací analýzy pomocí kvalitativního rozboru videozáznamu a pomocí kvantitativního porovnání intenzity elektrického potenciálu vybraných svalů. Byla porovnána chůze s protézou, před a po mobilizaci plosky nohy, s aktivitou svalů při sjezdovém lyžování.

### 4.2 Charakteristika sledované osoby

Pro EMG vyšetření byla vybrána osoba (J. D.) se sportovním zaměřením, s dlouholetou zkušeností v závodním lyžování.

#### **4.2.1 Anamnéza**

Osobní: Prenatální vývoj bez komplikací, běžné dětské nemoci, vážněji nestonal, pro bolesti v levém kolenu v roce 1983 poslán na vyšetření pro podezření na osteosarkom, pro osteosarkom provedena amputace ve femuru vlevo, v roce 1984 extirpace meta z plic (odstranění části levé plíce), chemoterapie, radioterapie, sledování každé 2 roky; 1/rok fantomové pocity – lechtání, bolest v oblasti nohy a kolene (dříve častěji), migrény – od dětství, 1–2 x/měsíc, nyní 1 x/rok.

Úrazy: do 10 let věku 3 x otřes mozku, fraktura palce u nohy (9 let), fraktura drobných kůstek ruky (12 let).

Rodinná: Otec, matka zdraví; dědeček zemřel na rakovinu tlustého střeva.

Sportovní:

- Plavání: krátké tratě (50 m, 100 m) – kraul, delfin (1987-1995)
- Atletika: výška, oštěp – reprezentace; běh, vrh koulí, hod diskem (1982-2002)
- Lyžování: lyžuje od roku 1993. V lyžování 11 x mistr ČR, ve Světovém poháru nejlépe 3. a 4. místo, v Evropském poháru 1. místo, účastník Paralympijských her, mezinárodní mistr Slovenska.

Sociální: Bydlí s manželkou a dítětem, v 7. patře, dům je vybaven výtahem, byt bez úprav; přemísťuje se sám – automobil, MHD (městská hromadná doprava); pomůcka – občas francouzské hole (přemísťování při lyžování).

### 4.3 Použité metody

#### **Povrchová elektromyografie**

Základní metodou pro zjištění aktivace svalových skupin je povrchová elektromyografie (EMG). Provedli jsme povrchové měření EMG u svalových skupin podílejících se na hybném stereotypu chůze, svalů zapojujících se při sjezdovém lyžování a doplnili o jednoduchou kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu.

Podle Schmidta (1991) je EMG běžnou metodou záznamu pohybu, která měří účasti svalu v pohybu spolu s časovým aspektem jeho zapojení. Nejběžnější metodou je záznam elektrické aktivity spojený s kontrakcí určitých svalů v průběhu pohybové zátěže. Zvolený způsob měření spočívá v připevnění elektrod na kůži pokrývající zapojené svaly, v náležitém zesílení signálu a v záznamu na polygrafický rekordér pro následnou analýzu.

Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí povrchové EMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorců. Je uznávána vhodnost tohoto prostředku vyšetřování pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně chůze a postury (Rodová, Mayer a Janura, 2001).

Povrchová elektromyografie registruje elektrické odezvy činnosti svalových skupin pomocí povrchových elektrod. Při aktivaci svalu je na elektromyogramu zaznamenán elektrický ekvivalent dynamiky iontové výměny v oblasti membrány. Záznam má podobu interferenčního vzorce a je výsledkem interference sumy potenciálů místních motorických jednotek v prostorové vazbě s přenosnými vodiči (což je povrch těla a snímací elektrody). Parametry elektromagnetického signálu jsou výrazně ovlivněny fyziologickými faktory (kvantitou, kvalitou a umístěním detekovaných motorických jednotek). K nim přistupují faktory metodického charakteru – metodika detekce, zpracování a interpretace získaných dat.

Kvantifikace signálu je dána parametry:

- plocha pod křivkou usměrněné křivky (práce svaly vykonaná),
- průměrná amplituda,
- vzdálenost nejvyšších vrcholů,
- celkový výkon EMG signálu,
- střední frekvence,
- průměrná frekvence (Chrtek, 2007).

Pro měření jsme použili přenosný EMG přístroj KAZE5 se sedmi kanály na snímání EMG potenciálů a jedním kanálem pracovním pro synchronizaci videozáznamu. Hmotnost přístroje je 1,4 kg (včetně baterií a pouzdra). Regulace citlivosti 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série měření převeden do přenosného PC, upraven speciálním programem KAZE5 a exportován do programu Microsoft Excel.

### **Kvalitativní analýza**

Je metodou srovnávání na základě pozorování pomocí kritických míst ve sledované pohybové dovednosti (Knudson a Morrison, 1997; Süss, 2006). Na základě předem definovaných kritických míst, určených na základě předchozího biomechanického rozboru nebo pomocí expertního odhadu, lze určit popis provedení sledované dovednosti a určit její silné i slabé stránky. Modifikací této metody lze popsat průběh zapojení svalů ve sledovaných dovednostech. Pro tuto analýzu je důležité vybrat jednotky rozboru po zapracování sledované osoby do provádění dovednosti a pořídit synchronizovaný videozáznam s EMG záznamem pro nepřímé pozorování.

#### 4.4 Sledované proměnné

Výběr svalových skupin byl omezen:

- stanovením svalových skupin podílejících se na hybném stereotypu chůze,
- stanovením svalů zapojujících se při sjezdovém lyžování,
- nemožností invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami,
- počtem přenosových kanálů.

Proband byl sledován při sjezdovém lyžování v navazujících obloucích s jedním a s oběma stabilizátory a při chůzi na vzdálenost 15 m na pevném povrchu při hybném stereotypu chůze s protézou. Měření bylo provedeno pro oba typy lokomoce opakovaně. Hodnocen byl vždy úsek trvající 20 s, respektive 10 s. Pro časoprostorovou orientaci byl pohyb natáčen digitální videokamerou s elektronickou synchronizací záznamu s EMG přístrojem. Bylo sledováno načasování nástupu a odeznění aktivace sledovaných svalů a jejich relativní zapojení do pohybu v porovnání s jejich klidovým stavem, resp. stavem jejich nízké aktivity. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace náboru EMG křivky

(přetečení detekovaných dat). Měření pomocí povrchové EMG bylo provedeno na sedmi svalech participujících při zapojení dolního trupu, pánevního pletence a dolní končetiny do lokomoce. Výběr svalů a jejich citlivost nastavení jednotlivých kanálů byla následující:

- 1. kanál (m. adductor longus 1. dx) 0,05 mV,
- 2. kanál (m. gluteus medius 1. dx) 0,05 mV,
- 3. kanál (m. gluteus maximus 1. dx) 0,05 mV,
- 4. kanál (m. gastrocnemius 1. dx) 0,05 mV,
- 5. kanál (m. peroneus longus 1. dx) 0,1 mV,
- 6. kanál (m. tibialis anterior 1. dx) 0,1 mV,
- 7. kanál (m. tensor fasciae latae 1. dx) 0,2 mV.

Jednotkou rozboru byly dva navazující oblouky (na vnitřní a vnější hraně lyže), v porovnání s jedním krokovým cyklem začínajícím a končícím kontaktem paty pravé dolní končetiny s podložkou.

#### 4.5 Analýza dat

Zpracování dat z EMG

##### **Časová analýza**

Zpracování EMG záznamů vychází ze systémové analýzy (Süss, 2006), tedy postupovat do celku k částem a na základě vysvětlení částí odhadovat vlastnosti celku. Na základě definovaného počátku a konce jednotek rozboru (určení kritických míst), jsme vytvořili hrubý odhad délky trvání jednotlivých kroků pomocí časové analýzy videozáznamu.

##### **Synchronizace EMG záznamu s videozáznamem**

Vzhledem k rozdílnosti vzorkování videozáznamu (25 Hz) a EMG záznamu (200 Hz) bylo nutné synchronizovat začátky jednotek rozboru v EMG měření. Po určení srovnávací jednotky (pokusu) jsme určili synchronizovaný začátek jednotky rozboru pomocí autokorelace (Konrad, 2009). Na základě výběru nejvyšší možné korelace mezi výsledkem srovnávací jednotky a vybranou jednotkou rozboru jsme určili počátek EMG záznamu.

##### **Normalizace dat**

Vzhledem ke skutečnosti, že jednotky rozboru měly různou časovou délku, bylo nutné normalizovat data pomocí převodu na procentuální časovou osu (Konrad, 2009). Převod

jednotek na procenta jsme provedli pomocí průměrování dat v intervalu odpovídajícímu jednomu procentu v každé analyzované jednotce rozboru. Tím jsme získali možnost kvantitativně porovnat záznamy EMG v každé jednotce rozboru.

### **Analýza intenzity EMG signálu**

Vzhledem k rozdílnosti použití citlivosti (C) záznamů v jednotlivých kanálech použitého přístroje a charakteru dat z použitého přístroje, jsme hrubá skóre (Hs) převedli na skutečné hodnoty (x) na základě přepočtu:

$$X = Hs * K * C$$

*Hs - hrubé skóre*

*K - koeficient, kterým musíme násobit naměřená data. Byl vypočítán podílem hodnoty referenčního napětí diody, která je součástí přístroje, a maximálním možným rozsahem dat 255. ( $V_{REF} = 2,484 [V]$ )  $k = V_{REF} / 255$   $k = 0,009741 [V]$*

*C – citlivost použitá při záznamu EMG (Pravečková, 2009).*

Pro analýzu intenzity EMG signálu jsme použili hodnot plochy pod křivkou. Ta je obecně dána integrací dané křivky, ale vzhledem k charakteru grafu (diskrétní hodnoty) jsme použili metodu mechanické kvadratury – obdélníkovou metodu (Pravečková, 2009).

### **Kineziologický popis**

Popis zapojení jednotlivých svalů v jednotce rozboru byl proveden na základě kvalitativní analýzy pomocí kritických míst a dále srovnán pomocí kinogramu vytvořeného z videozáznamu s periodou snímků 0,1 s.

#### 4.6 Popis místa měření

Měření bylo provedeno v Peci pod Sněžkou na sjezdové trati Eso 28. 2. 2009 mezi 10:00 a 12:00. Teplota vzduchu 0°C. Sníh vlhký, trať mírně nerovná. Délka sjezdové tratě 400 m, převýšení 60 m.

Současně s EMG měřením byl pořízen synchronizovaný videozáznam digitální kamerou SONY 8. EMG záznam byl snímán při opakovaném provedení krokového cyklu s protézou a při sjezdovém lyžování v navazovaných obloucích.

#### 4.7 Metodologická poznámka

Elektromyografie jako metoda objektivizace svalových funkcí vyvolává řadu kontroverzních názorů. Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu, neměříme práci svalů, ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejnějněji ilustruje na typicky přesně vymezeném místě svalů živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalů.

Dále je nutné si zejména uvědomit:

- kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody); nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků,
- při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem,
- zapojení velkého počtu motorických jednotek, vyplývající ze vzájemné interference, způsobuje deformaci křivky, přibližně od zapojení 50 % motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce; můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalů zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi,
- bezvýznamná je snaha o poměrné posouzení svalové práce mezi dvěma různými svaly; do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus),
- lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalů; popisujeme-li aktivaci svalů, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalů, kde jsou lokalizovány elektrody; předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalů a znehodnotit tak výsledky měření; východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod; je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejnějněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická (Sedliská, 2007).

## 5. Výsledky

### 5.1 Kvantitativní analýza vybraných svalů u jednotlivých typů lokomoce

#### **M. adductor longus**

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. adductor longus, ukazujeme v tabulce 2. V tabulce 2 i v dalších (3 – 8) jsou uvedeny průměrné, maximální a minimální hodnoty spočtených ploch pod křivkou a jejich směrodatné odchylky u jednotlivých činností. Z výsledků v tabulce 2 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem. Naopak nejméně zapojen je při chůzi před mobilizací plosky nohy.

Tab. 2 : Plocha pod křivkou u m. adductor longus

M.adductor longus	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	1,94	2,31	1,54	0,29
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	0,96	1,20	0,75	0,19
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	2,16	3,30	1,66	0,55
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	0,88	0,93	0,81	0,07
Chůze před mobilizací	0,69	0,82	0,00	0,31
Chůze po mobilizaci	0,81	0,82	0,79	0,01

#### **M. gluteus medius**

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. gluteus medius, ukazujeme v tabulce 3. Z výsledků v tabulce 3 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě chůze před mobilizací plosky nohy. Naopak nejméně je zapojen při oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory.

Tab. 3: Plocha pod křivkou u m. gluteus medius

M.gluteus medius	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	3,21	4,35	2,04	0,86
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	2,17	2,85	1,65	0,51
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	2,76	3,42	1,92	0,48
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	2,57	2,89	2,23	0,33
Chůze před mobilizací	30,78	30,98	30,44	0,18
Chůze po mobilizaci	30,65	30,83	30,44	0,13

### M. gluteus maximus

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. gluteus maximus, ukazujeme v tabulce 4. Z výsledků v tabulce 4 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě chůze po mobilizaci plosky nohy. Naopak nejméně je zapojen při oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem.

Tab. 4: Plocha pod křivkou u m. gluteus maximus

M. gluteus maximus	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	3,06	4,30	2,23	0,65
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	3,22	3,46	2,80	0,25
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	2,06	2,71	1,31	0,38
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	3,11	3,25	3,02	0,12
Chůze před mobilizací	17,23	17,67	16,97	0,24
Chůze po mobilizaci	17,47	18,67	17,03	0,56

### M. gastrocnemius

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. gastrocnemius, ukazujeme v tabulce 5. Z výsledků v tabulce 5 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě chůze po mobilizaci plosky nohy. Naopak nejméně je zapojen při oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory.



Tab. 5: Plocha pod křivkou u m. gastrocnemius

M. gastrocnemius	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	1,64	2,54	1,02	0,52
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	1,17	1,57	0,49	0,40
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	1,18	2,06	0,71	0,39
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	1,22	1,82	0,57	0,63
Chůze před mobilizací	32,15	32,91	30,77	0,77
Chůze po mobilizaci	32,96	34,14	32,46	0,55

### M. peroneus longus

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. peroneus Pontus, ukazujeme v tabulce 6. Z výsledků v tabulce 6 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě chůze po mobilizaci plosky nohy. Naopak nejméně je zapojen při oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory.

Tab. 6: Plocha pod křivkou u m. peroneus longus

M. peroneus longus	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	7,73	9,01	6,73	0,83
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	5,11	6,59	3,66	1,37
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	8,84	10,29	7,68	0,74
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	5,20	5,93	4,24	0,87
Chůze před mobilizací	68,54	70,60	67,53	1,19
Chůze po mobilizaci	69,01	71,55	67,53	1,29

### M. tibialis anterior

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. tibialis anterior, ukazujeme v tabulce 7. Z výsledků v tabulce 7 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě chůze po mobilizaci plosky nohy. Naopak nejméně je zapojen při oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory.

Tab. 7: Plocha pod křivkou u m. tibialis anterior

M. tibialis anterior	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	9,19	12,24	7,40	1,49
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	3,59	6,50	1,37	2,39
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	8,25	11,02	6,21	1,36
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	2,38	3,12	1,60	0,76
Chůze před mobilizací	35,15	36,12	34,30	0,68
Chůze po mobilizaci	35,25	36,33	34,50	0,56

### M. tensor fasciae latae

Výsledky analýzy pomocí ploch pod křivkou, která ukazuje na celkovou intenzitu zapojení svalu m. tensor fasciae latae, ukazujeme v tabulce 8. Z výsledků v tabulce 8 vyplývá, že největší intenzita svalového zapojení je v případě oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem. Naopak nejméně je zapojen při oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem.

Tab. 8: Plocha pod křivkou u m. tensor fasciae latae

M. tensor fasciae latae	Plochy pod křivkou			
	průměr	max	min	SD
Vnější oblouk s jedním stabilizátorem	13,07	15,07	11,13	1,46
Vnější oblouk se dvěma stabilizátory	14,44	18,00	11,27	2,59
Vnitřní oblouk s jedním stabilizátorem	21,39	28,41	12,77	5,08
Vnitřní oblouk se dvěma stabilizátory	16,58	18,19	13,52	2,66
Chůze před mobilizací	18,16	18,73	17,13	0,52
Chůze po mobilizaci	17,99	18,82	17,45	0,46

## 5.2 Analýza EMG aktivity vybraných svalů při chůzi s protézou

Vzhledem ke kvalitativnímu popisu lokomoce člověka s jednostrannou nadkolenní amputací jsou zařazeny do této kapitoly výsledky měření EMG ve formě grafů náhodně vybraných sekvencí z naměřených hodnot. Pro ilustraci uvádíme kinogramy sledovaných pohybových aktivit.

Na obrázku 12 uvádíme kinogram chůze s protézou, který jsme upravili z videozáznamu, pořízeném při měření aktivity vybraných svalů.



*Obr. 12: Kinogram chůze s protézou*

Na obrázku 13 ukazujeme zahájení kroku, kritické místo 1 (kontakt paty s podložkou), na obrázku 14 kritické místo 2 (celá plocha chodidla v kontaktu s podložkou), na obrázku 15 kritické místo 3 (kontakt protézy s podložkou), na obrázku 16 kritické místo 4 (dokončení odrazu zdravou nohou).



*Obr. 13: Kritické místo 1*



*Obr. 14: Kritické místo 2*



*Obr. 15: Kritické místo 3*

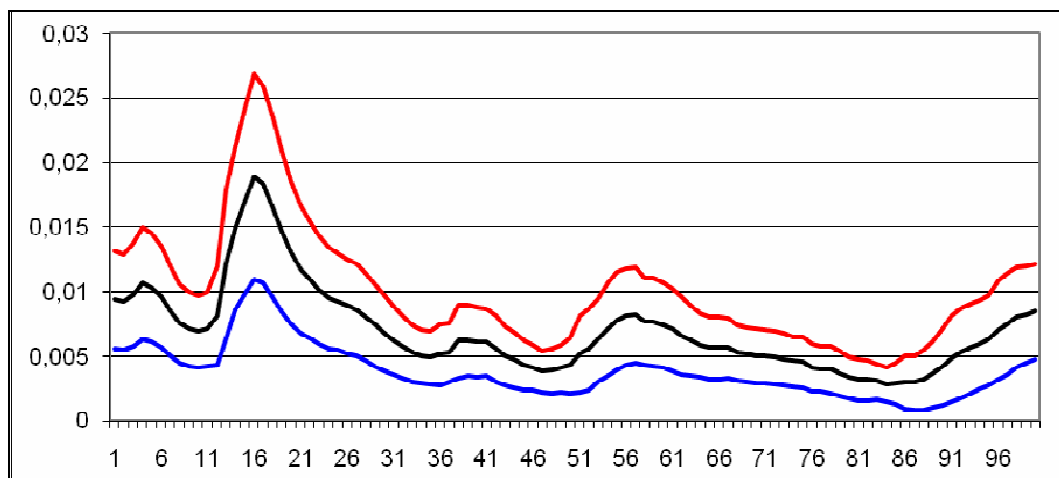


*Obr. 16: Kritické místo 4*

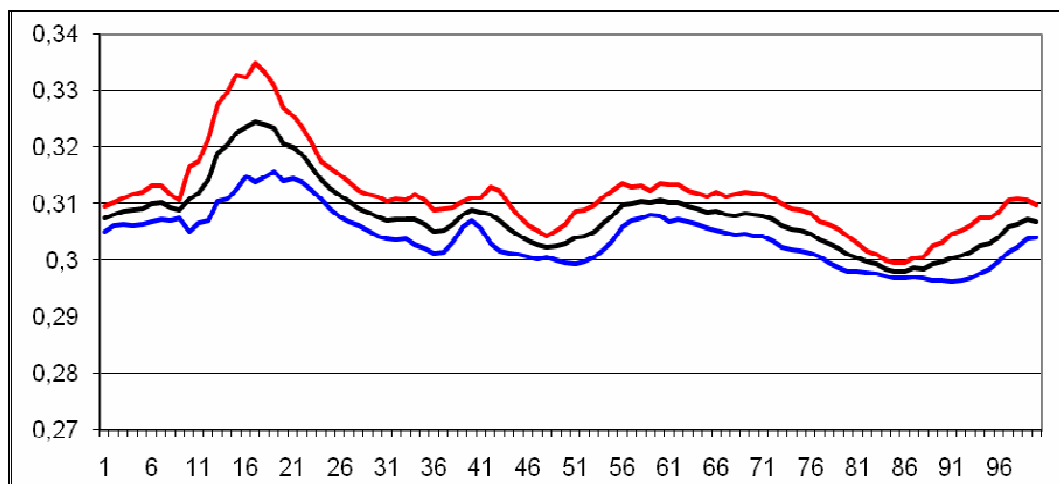
Na grafech 3 - 9 ukazujeme normovaný elektromyograf m. adductor longus, m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. gastrocnemius, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae v průběhu měření chůze s protézou před mobilizací plosky nohy. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalu v průběhu jednoho kroku. Výsledky jsou průměrem ze všech kroků a dále jsou v grafech vyznačeny průběhy hodnot „průměr plus směrodatná odchylka“ a „průměr mínus směrodatná odchylka“ ze všech kroků.

Graf 3 Průměrné EMG u m. adductor longus

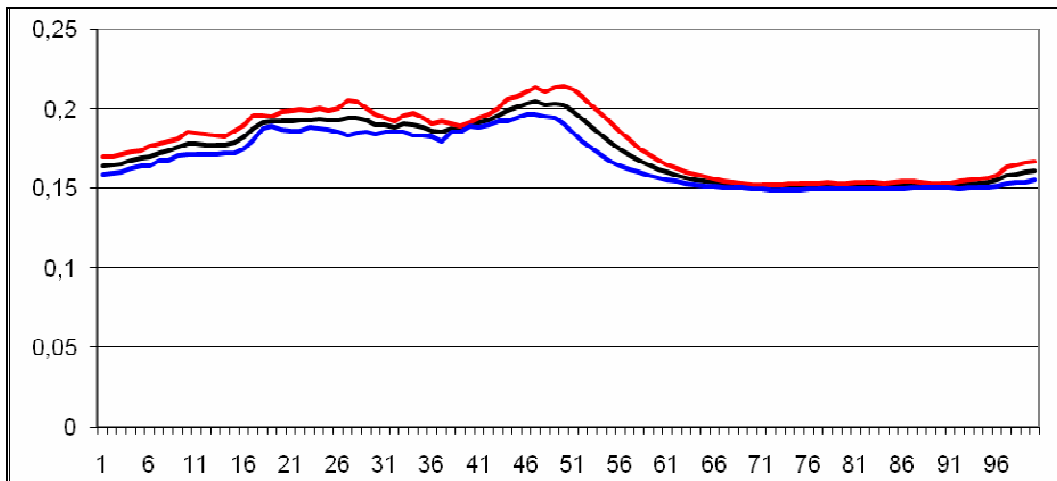
Poznámka: údaje v ose x jsou uváděny v %, na ose Y v mV (stejně i u ostatních grafů).



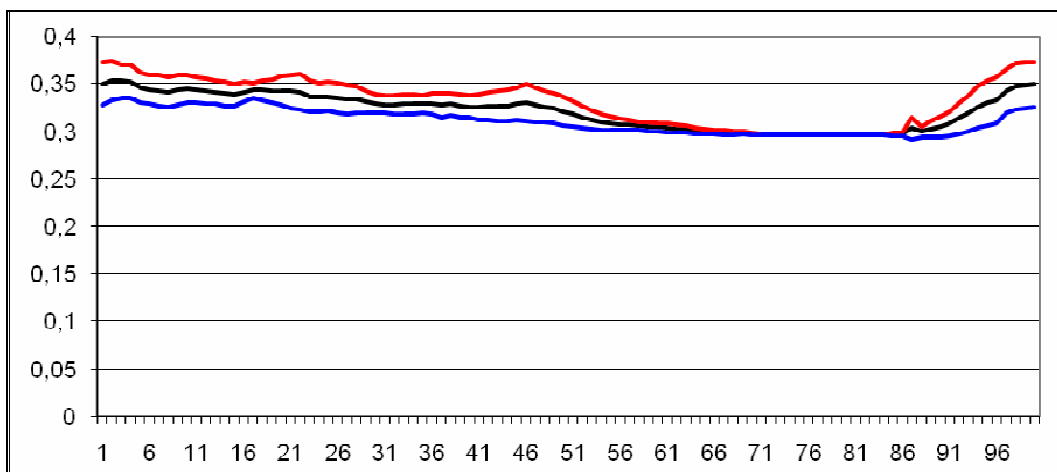
Graf 4 Průměrné EMG u m. gluteus medius



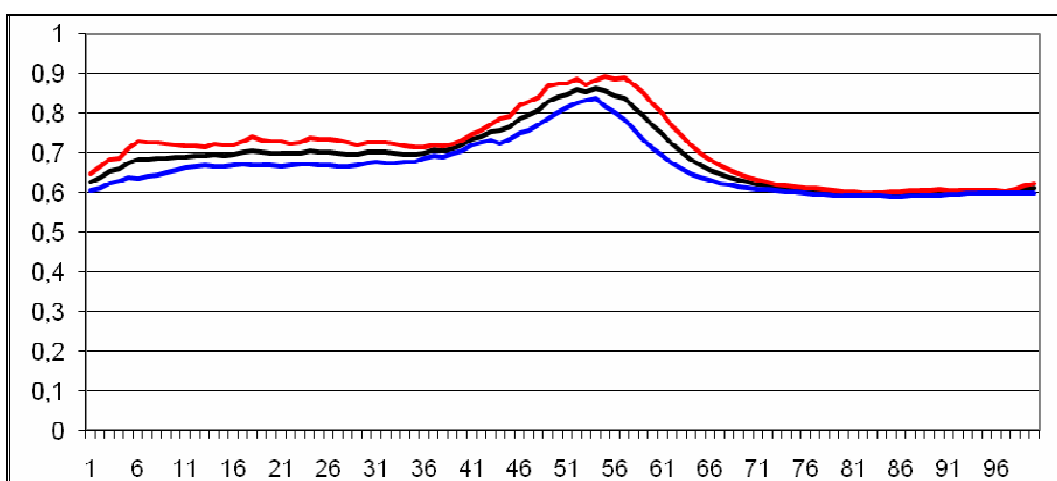
Graf 5 Průměrné EMG u m. gluteus maximus



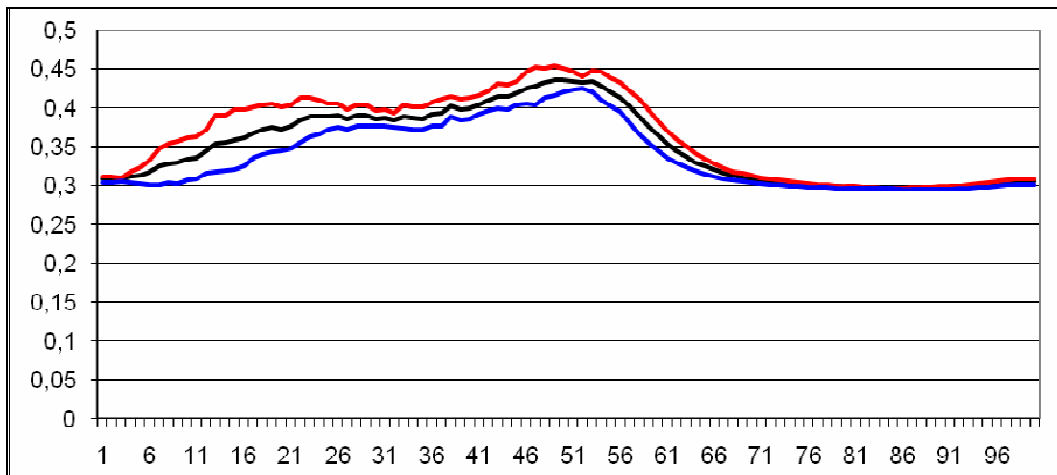
Graf 6 Průměrné EMG u m. gastrocnemius



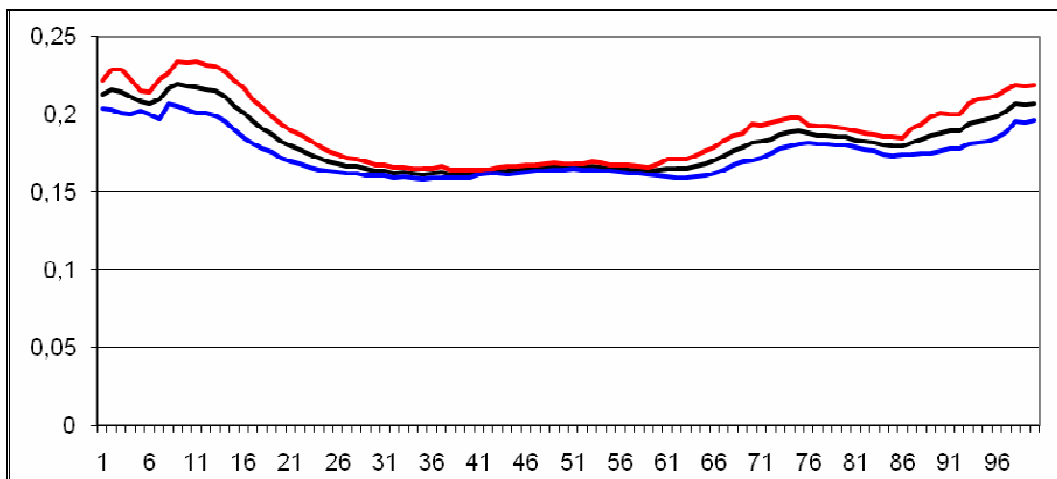
Graf 7 Průměrné EMG u m. peroneus longus



Graf 8 Průměrné EMG u m. tibialis anterior



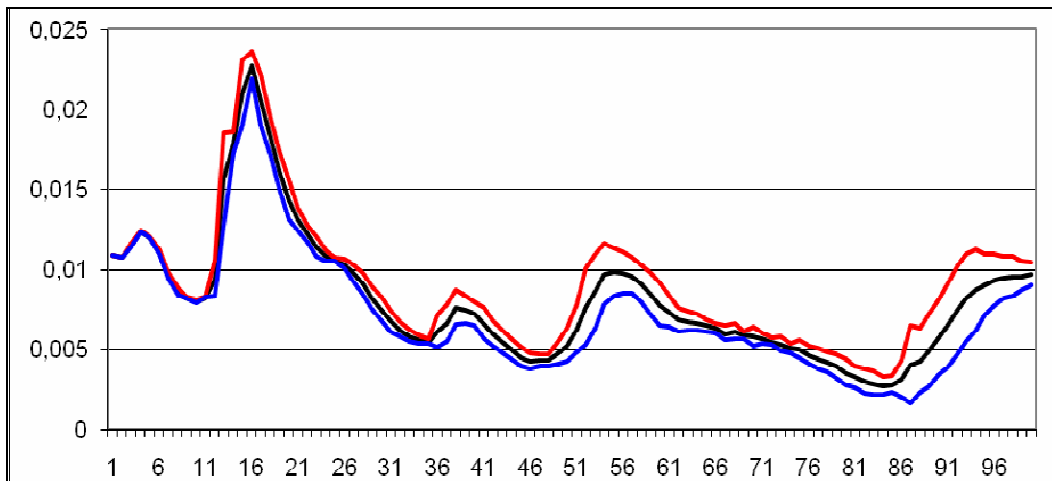
Graf 9 Průměrné EMG u m. tensor fasciae latae



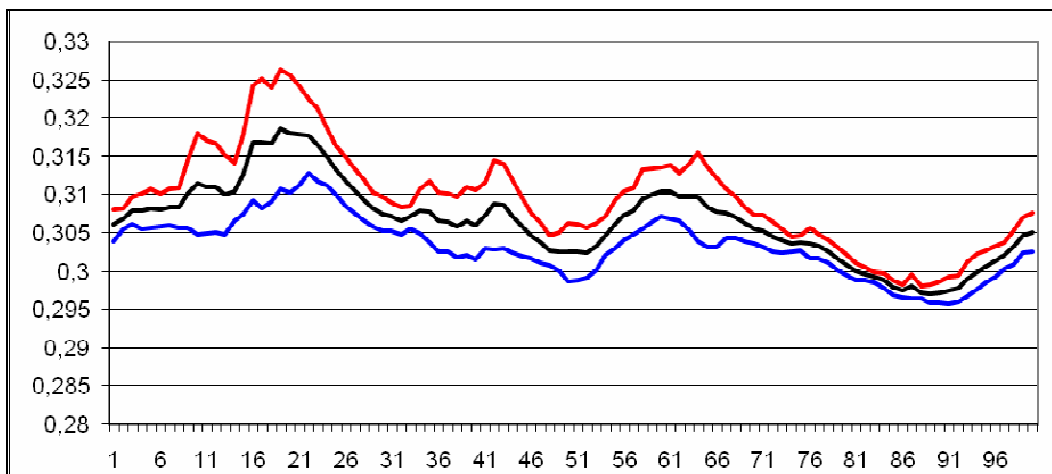
V grafech 10 a 11 jsou uvedeny normované výsledky elektrické aktivity u svalů v průběhu měření chůze s protézou po mobilizaci plosky nohy. Jako příklad jsme vybrali m. adductor longus a m. gluteus medius.

Normovaný elektromyograf pro m. gluteus maximus, m. gastrocnemius, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae je v příloze 2.

Graf 10 Průměrné EMG u m. adductor longus po mobilizaci



Graf 11 Průměrné EMG u m. gluteus medius po mobilizaci



### 5.3 Analýza EMG aktivity vybraných svalů při oblouku na vnitřní hraně lyže

Vzhledem ke kvalitativnímu popisu lokomoce člověka s jednostrannou nadkolenní amputací jsou zde, stejně jako v předchozí kapitole, zařazeny výsledky měření EMG ve formě grafů náhodně vybraných sekvencí z naměřených hodnot. Pro ilustraci uvádíme kinogramy sledovaných pohybových aktivit.

#### **5.3.1 Oblouk na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory**

Na obrázku 17 uvádíme kinogram oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory, který jsme upravili z videozáznamu, pořízeném při měření aktivity vybraných svalů.



*Obr. 17: Kinogram oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory*

Na obrázku 18 ukazujeme zahájení oblouku, kritické místo 1 (lyže na celé ploše skluznice), na obrázku 19 kritické místo 2 (lyže na vnitřní hraně), na obrázku 20 kritické místo 3 (dokončení oblouku, lyže na ploše skluznice).



*Obr. 18: Kritické místo 1*



*Obr. 19: Kritické místo 2*



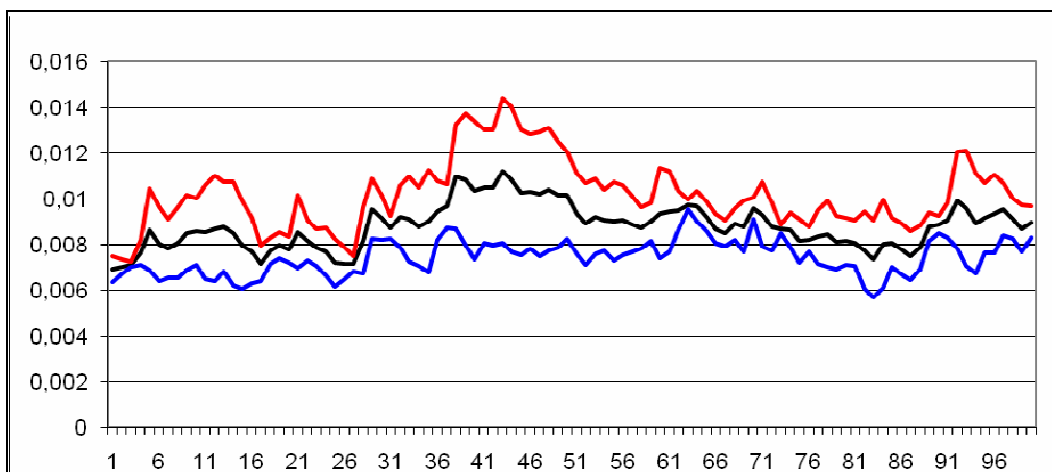


Obr. 20: Kritické místo 3

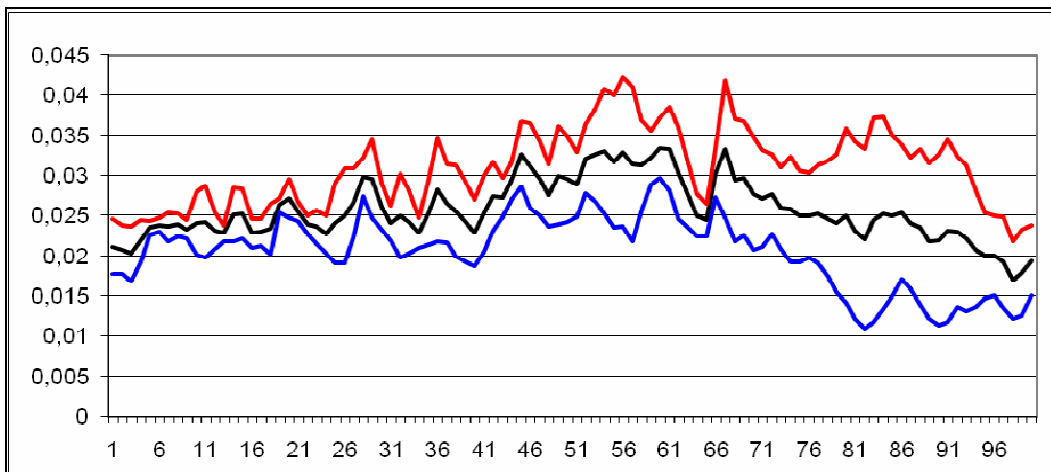
Na grafech 12 a 13 ukazujeme normovaný elektromyograf m. adductor longus, m. gluteus medius v průběhu měření oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalu v průběhu jednoho oblouku. Výsledky jsou průměrem ze všech oblouků a dále jsou v grafech vyznačeny průběhy hodnot „průměr plus směrodatná odchylka“ a „průměr minus směrodatná odchylka“ ze všech oblouků.

Normovaný elektromyograf pro m. gluteus maximus, m. gastrocnemius, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae je v příloze 2.

Graf 12 Průměrné EMG u m. adductor longus (vnitřní hrana, 2 stabilizátory)



Graf 13 Průměrné EMG u m. gluteus medius (vnitřní hrana, 2 stabilizátory)



### 5.3.2 Oblouk na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem

Na obrázku 21 uvádíme kinogram oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem, který jsme upravili z videozáznamu, pořízeném při měření aktivity vybraných svalů.



Obr. 21: Kinogram oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem

Na obrázku 22 ukazujeme zahájení oblouku, kritické místo 1 (lyže na celé ploše skluznice), na obrázku 23 kritické místo 2 (lyže na vnitřní hraně), na obrázku 24 kritické místo 3 (dokončení oblouku, lyže na ploše skluznice).



*Obr. 22: Kritické místo 1*



*Obr. 23: Kritické místo 2*

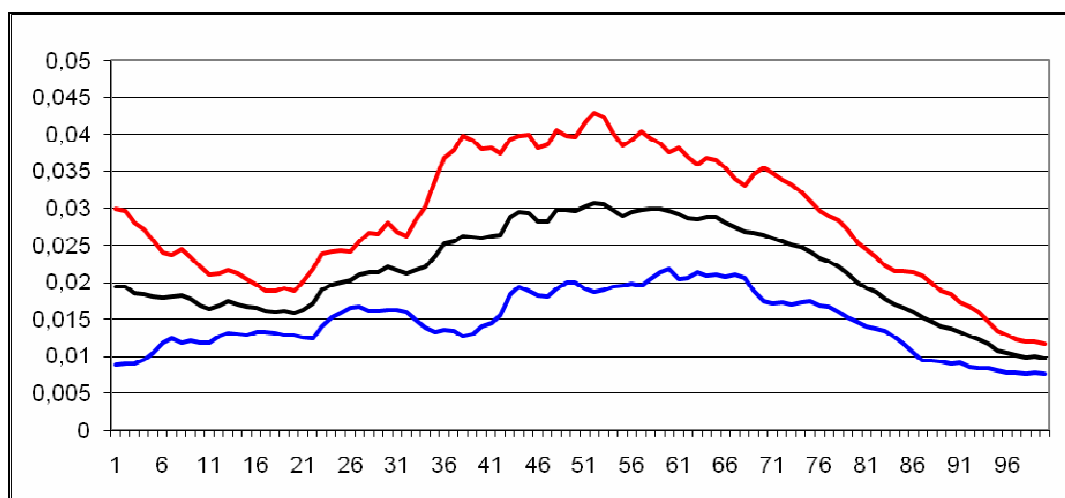


*Obr. 24: Kritické místo 3*

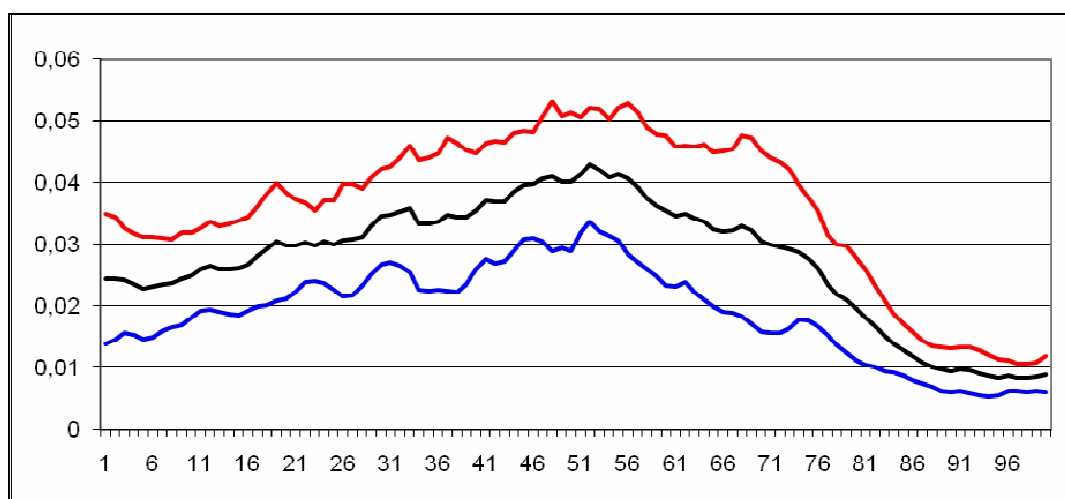
Na grafech 14 a 15 ukazujeme normovaný elektromyograf m. adductor longus, m. gluteus medius v průběhu měření oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalu v průběhu jednoho oblouku. Výsledky jsou průměrem ze všech oblouků a dále jsou v grafech vyznačeny průběhy hodnot „průměr plus směrodatná odchylka“ a „průměr mínus směrodatná odchylka“ ze všech oblouků.

Normovaný elektromyograf pro m. gluteus maximus, m. gastrocnemius, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae je v příloze 2.

Graf 14 Průměrné EMG u m. adductor longus (vnitřní hrana, 1 stabilizátor)



Graf 15 Průměrné EMG u m gluteus medius (vnitřní hrana, 1 stabilizátor)



#### 5.4 Analýza EMG aktivity vybraných svalů při oblouku na vnější hraně lyže

Vzhledem ke kvalitativnímu popisu lokomoce člověka s jednostrannou nadkolenní amputací jsou zde, stejně jako v předchozí kapitole, zařazeny výsledky měření EMG ve formě grafů náhodně vybraných sekvencí z naměřených hodnot. Pro ilustraci uvádíme kinogramy sledovaných pohybových aktivit.

##### **5.4.1 Oblouk na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory**

Na obrázku 25 uvádíme kinogram oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory, který jsme upravili z videozáznamu, pořízeném při měření aktivity vybraných svalů.



*Obr. 25: Kinogram oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory*

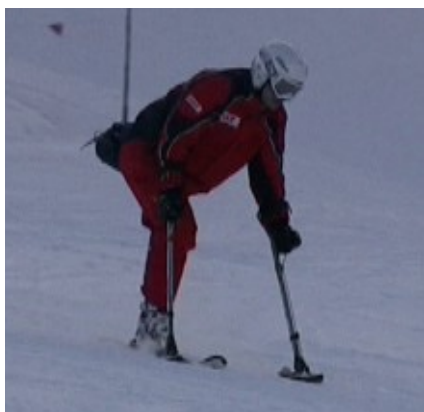
Na obrázku 26 ukazujeme zahájení oblouku, kritické místo 1 (lyže na celé ploše skluznice), na obrázku 27 kritické místo 2 (lyže na vnější hraně), na obrázku 28 kritické místo 3 (dokončení oblouku, lyže na ploše skluznice).



*Obr. 26: Kritické místo 1*



*Obr. 27: Kritické místo 2*

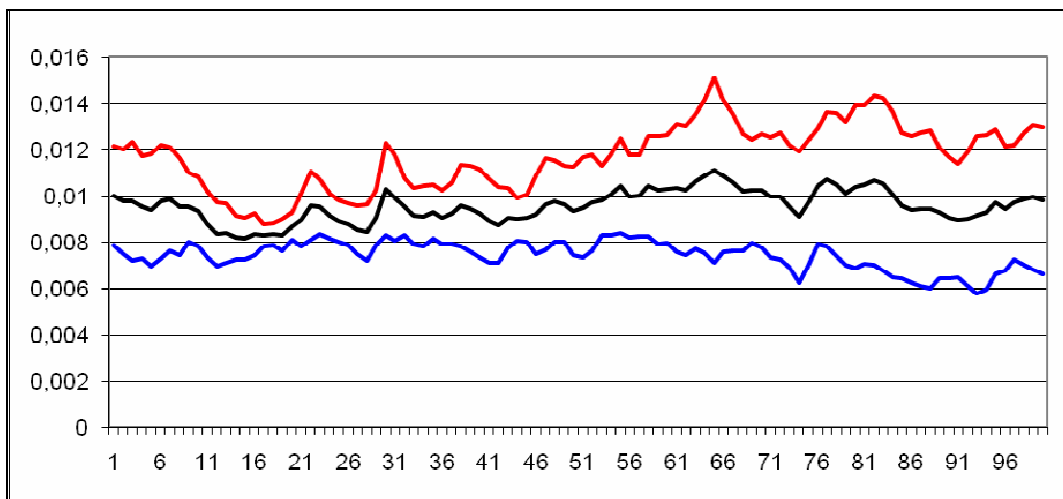


Obr. 28: Kritické místo 3

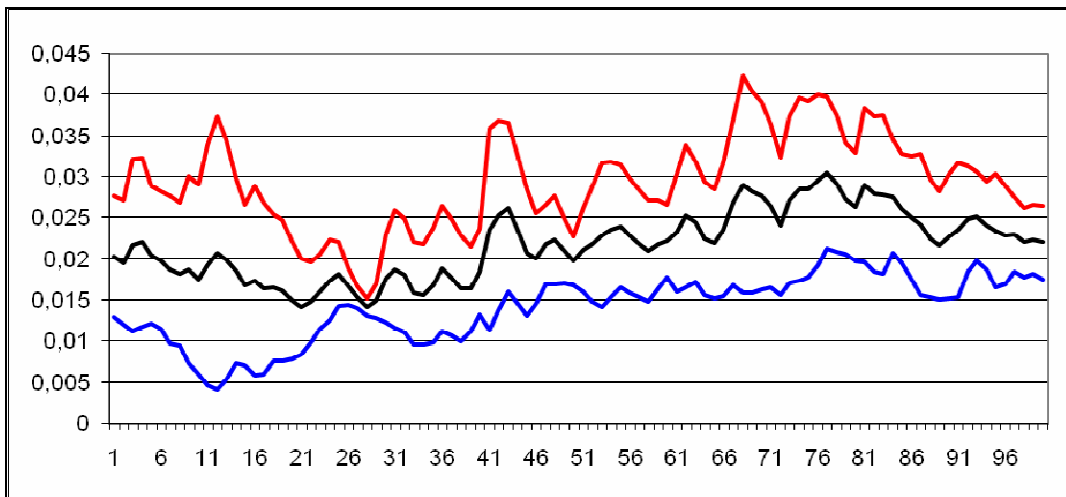
Na grafech 16 a 17 ukazujeme normovaný elektromyograf m. adductor longus, m. gluteus medius v průběhu měření oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalu v průběhu jednoho oblouku. Výsledky jsou průměrem ze všech oblouků a dále jsou v grafech vyznačeny průběhy hodnot „průměr plus směrodatná odchylka“ a „průměr mínus směrodatná odchylka“ ze všech oblouků.

Normovaný elektromyograf pro m. gluteus maximus, m. gastrocnemius, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae je v příloze 2.

Graf 16 Průměrné EMG u m. adductor longus (vnější hrana, 2 stabilizátory)



Graf 17 Průměrné EMG u m .gluteus medius (vnější hrana, 2 stabilizátory)



#### 5.4.2 Oblouk na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem

Na obrázku 29 uvádíme kinogram oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem, který jsme upravili z videozáznamu, pořízeném při měření aktivity vybraných svalů.



Obr. 29: Kinogram oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem

Na obrázku 30 ukazujeme zahájení oblouku, kritické místo 1 (lyže na celé ploše skluznice), na obrázku 31 kritické místo 2 (lyže na vnější hraně), na obrázku 32 kritické místo 3 (dokončení oblouku, lyže na ploše skluznice).



*Obr. 30: Kritické místo 1*



*Obr. 31: Kritické místo 2*



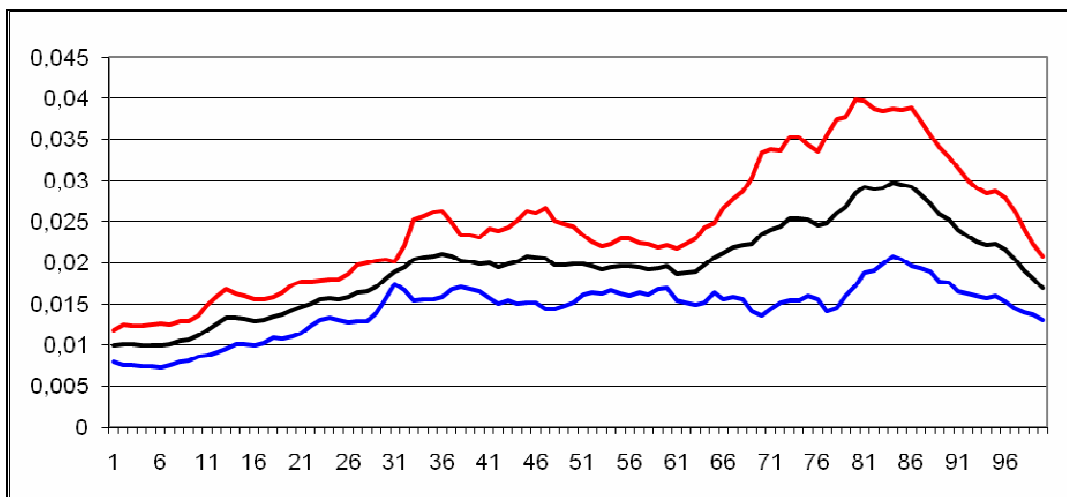
*Obr. 32: Kritické místo 3*

Na grafech 18 a 19 ukazujeme normovaný elektromyograf m. adductor longus, m. gluteus medius v průběhu měření oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalu v průběhu jednoho oblouku. Výsledky jsou průměrem ze všech oblouků a dále jsou v grafech vyznačeny průběhy hodnot „průměr plus směrodatná odchylka“ a „průměr minus směrodatná odchylka“ ze všech oblouků.

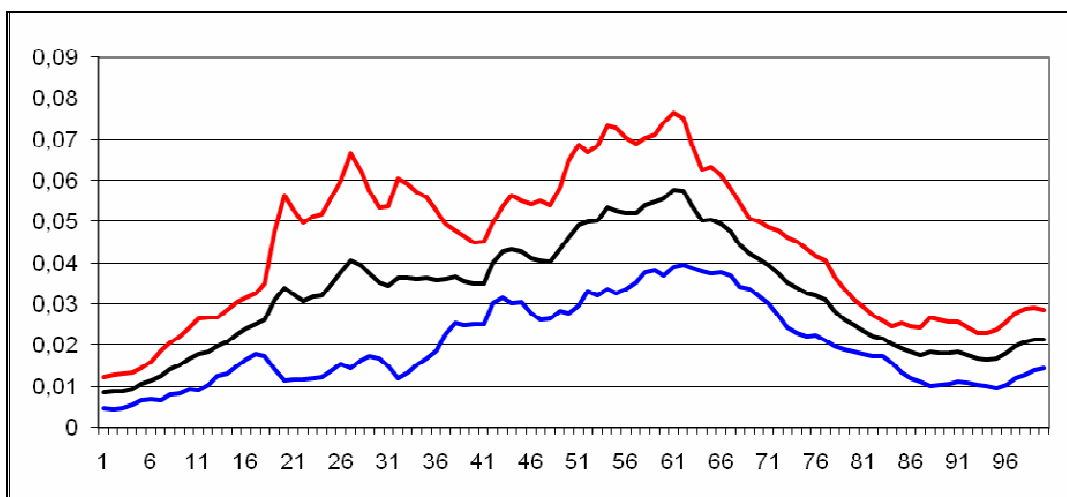
Normovaný elektromyograf pro m. gluteus maximus, m. gastrocnemius, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae je v příloze 2.



Graf 18 Průměrné EMG u m. adductor longus (vnější hrana, 1 stabilizátor)



Graf 19 Průměrné EMG u m. gluteus medius (vnější hrana, 1 stabilizátor)



## 6. Interpretace výsledků

### Chůze před mobilizací plosky nohy

V průběhu kroku dochází k výraznější aktivaci m. adductor longus a m. gluteus medius ve fázi kontaktu paty pravé dolní končetiny s podložkou. Nejvyšší je vrchol v 16, respektive v 17 % času, což odpovídá kritickému místu 2. Ve druhé části kroku dochází ke snížení jejich elektrické aktivity. U m. gluteus maximus a u m. tibialis anterior narůstá elektrická aktivita do 47, respektive 51 % času (kritické místo 3), v další fázi výrazně klesá. M. gastrocnemius vykazuje v průběhu kroku téměř konstantní průběh elektrické aktivity. Křivka elektrické aktivity m. peroneus longus je nejvyšší v 54 % času (kritické místo 3), kde prudce vzrůstá, před a po je spíše konstantní. Aktivita m. tensor fasciae latae má sestupný charakter, kdy je jeho křivka nejvyšší při zahájení, v 10 % času, a na konci kroku, v 98 % času (kritické místo 4), v průběhu krokového cyklu klesne a zůstává konstantní.

Výraznější aktivita m. adductor longus a m. gluteus medius je pravděpodobně daná jejich funkcí. M. adductor longus stabilizuje při flektovaném kolenním kloubu střední segmenty dolní končetiny, m. gluteus medius naklání pánev na stejnou stranu, přispívá ke stabilitě pánve a je výrazně aktivován při stožení na jedné noze (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000).

M. gluteus maximus provádí extenzi v kyčelním kloubu a kolenním kloubu, která je maximální v kritickém bodu 3, což odpovídá grafu 5.

Nárůst křivky u m. peroneus longus v 54 % času (kritické místo 3) se shoduje s literaturou. Funkce m. peroneus longus je plantární flexe nohy (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). K té dochází při dokončení odrazu pravé dolní končetiny v kritickém místě 3.

V kritickém místě 4 je pravá dolní končetina flektovaná v kyčelním kloubu a dochází k extenzi v kloubu kolenním. Toto obstarává m. tensor fasciae latae, který dosahuje maxima právě v 98 % času (kritické místo 4). M. tensor fasciae latae, stejně jako m. gluteus medius, naklání pánev na stejnou stranu, přispívá ke stabilitě pánve a je výrazně aktivován při stožení na jedné noze (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). To dokazuje nárůst jeho elektrické aktivity v 10 % času. I zde shodu s literaturou nalzáme.

M. tibialis anterior a m. gastrocnemius vykazují v průběhu jednoho krokového cyklu elektrickou aktivitu, která se s literaturou neshoduje.

Podle charakteru křivek elektrické aktivity vybraných svalů můžeme konstatovat, že svaly m. adductor longus a m. gluteus medius pracují v průběhu chůze před mobilizací plosky nohy současně, stejně jako m. gluteus maximus a m. tibialis anterior.

Svaly m. gastrocnemius, m. peroneus longus a m. tensor fasciae latae vykazují spíše samostatnou činnost.

### **Chůze po mobilizaci plosky nohy**

Podobně jako v průběhu kroku při chůzi před mobilizací plosky nohy, dochází i zde k výraznější aktivaci m. adductor longus a m. gluteus medius ve fázi zahájení. Nejvyšší je vrchol v 16, respektive 19 % času, což odpovídá kritickému místu 2. Ve druhé části kroku dochází ke snížení jejich elektrické aktivity. U m. gluteus maximus a u m. tibialis anterior narůstá elektrická aktivita do 50, respektive 52 % času (kritické místo 3), v další fázi výrazně klesá. M. gastrocnemius vykazuje v průběhu kroku téměř konstantní průběh elektrické aktivity. Křivka elektrické aktivity m. peroneus longus mírně vzrůstá do 11 % času, do 40 % času je konstantní, nejvyšší je v 54 % času, kde prudce vzrůstá (kritické místo 3), od 73 % času se její charakter příliš nemění. Aktivita m. tensor fasciae latae má sestupný charakter, kdy je jeho křivka nejvyšší při zahájení, ve 14 % času (kritické místo 2), a na konci kroku, v 98 % času (kritické místo 4), v průběhu krokového cyklu klesne a zůstává konstantní.

Výraznější aktivita m. adductor longus a m. gluteus medius je pravděpodobně daná jejich funkcí. M. adductor longus stabilizuje při flektovaném kolenním kloubu střední segmenty dolní končetiny, m. gluteus medius naklání pánev na stejnou stranu, přispívá ke stabilitě pánve a je výrazně aktivován při stožení na jedné noze (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000).

M. gluteus maximus provádí extenzi v kyčelním kloubu a kolenním kloubu, která je maximální v kritickém místě 3, což odpovídá grafu průměrné EMG u m. gluteus maximus po mobilizaci.

Nárůst křivky u m. peroneus longus v 54 % času (kritické místo 3) se shoduje s literaturou. Funkce m. peroneus longus je plantární flexe nohy (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). K té dochází při dokončení odrazu pravé dolní končetiny v kritickém místě 3.

V kritickém místě 4 je pravá dolní končetina flektovaná v kyčelním kloubu a dochází k extenzi v kloubu kolenním. Toto obstarává m. tensor fasciae latae, který dosahuje maxima právě v 98 % času (kritické místo 4). M. tensor fasciae latae, stejně jako m.

gluteus medius, naklání pánev na stejnou stranu, přispívá ke stabilitě pánve a je výrazně aktivován při stožení na jedné noze (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). To dokazuje nárůst jeho elektrické aktivity v 10 % času. I zde shodu s literaturou nalézáme.

M. tibialis anterior a m. gastrocnemius vykazují v průběhu jednoho krokového cyklu elektrickou aktivitu, která se s literaturou neshoduje.

Stejně jako u předchozího případu zde můžeme podle charakteru křivek elektrické aktivity vybraných svalů konstatovat, že svaly m. adductor longus a m. gluteus medius pracují v průběhu chůze po mobilizaci plosky nohy současně, stejně jako m. gluteus maximus a m. tibialis anterior.

Svaly m. gastrocnemius, m. peroneus longus a m. tensor fasciae latae vykazují spíše samostatnou činnost.

### **Oblouk na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory**

V průběhu oblouku dochází k výraznější aktivaci m. gastrocnemius před vrcholem oblouku ve 41 % času (kritické místo 2). Ve druhé části oblouku dochází ke snížení elektrické aktivity svalu stejně jako u m. tibialis anterior a m. peroneus longus. M. tibialis anterior dosahuje vrcholu křivky ve 49 % času, m. peroneus longus v 55 % času. U těchto svalů však nedochází k tak výrazné změně aktivity jako u předešlého svalu. K mírnému nárůstu aktivity dochází u vrcholu oblouku u m. adductor longus, ve 43 % času (kritické místo 2), a u m. gluteus medius za vrcholem oblouku, v 60 % času. M. gluteus maximus vykazuje v průběhu celého oblouku téměř konstantní průběh elektrické aktivity. U m. tensor fasciae latae můžeme hovořit o konstantně sestupné elektrické aktivitě od zahájení oblouku v 0 % času (kritické místo 1), až k jeho ukončení ve 100 % času (kritické místo 3).

Ze zkoumaných svalů při oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory nacházíme shodu s literaturou u m. peroneus longus. M. peroneus longus provádí everzi nohy, silně se aktivuje při naklonění těla vpřed (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). Jeho křivka elektrické aktivity dosahuje maxima v 55 % času. Zde se blížíme kritickému místu 2.

Ke koaktivaci svalů zde dochází u m. gastrocnemius a u m. adductor longus, které mají maxima křivek ve 41 % a 43 % času. Ostatní svaly dosahují nejvyšší elektrické aktivity později, ve 49 %, 55 % a 60 % času. Jsou to m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gluteus medius.

Elektrická aktivita svalů m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae je vůči ostatním odlišná.

### **Oblouk na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem**

V průběhu oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem dochází k aktivaci svalů a nárůstu křivky elektrické aktivity směrem za vrchol oblouku. Ke konci oblouku elektrická aktivita vybraných svalů výrazně klesá. Jsou to m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. tibialis anterior. M. gluteus medius dosahuje maxima v 52 % času (kritické místo 2), m. gluteus maximus v 55 % času, m. tibialis anterior v 68 % času. K aktivaci svalů a nárůstu křivky elektrické aktivity směrem k vrcholu oblouku a k jejímu postupnému klesání dochází u m. adductor longus a u m. peroneus longus. U m. adductor longus dochází navíc na začátku oblouku, do 20 % času, k mírnému poklesu křivky elektrické aktivity. Nejvyšší aktivitu zaznamenáváme u obou svalů v 52 % (m. adductor longus) a v 53 % (m. peroneus longus) času. Aktivita m. gastrocnemius je v průběhu oblouku konstantní a mění se až ke konci oblouku, kde výrazně stoupá, od 77 % do 100 % času (kritické místo 3). Křivka elektrické aktivity m. tensor fasciae latae je dvouvrcholová, maxima dosahuje ve 25 % a v 64 % času.

Ze zkoumaných svalů při oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem nacházíme shodu s literaturou u m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. adductor longus a m. peroneus longus. M. gluteus medius naklání pánev na stejnou stranu, přispívá ke stabilitě pánve a je výrazně aktivován při stožení na jedné noze. M. gluteus maximus vyvolává a udržuje záklon pánve a tím udržuje i vzpřímené postavení trupu, zabezpečuje laterální stabilitu trupu. M. adductor longus stabilizuje při flexi v kolenním kloubu střední segmenty dolní končetiny. M. peroneus longus provádí everzi nohy, silně se aktivuje při naklonění těla vpřed (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000).

Podobný průběh svalové činnosti v tomto oblouku vykazují m. gluteus medius, m. adductor longus s vrcholy křivky v 52 % času, a m. gluteus maximus a m. peroneus longus s vrcholy křivky v 55 % a v 53 % času. Blíží se tak ke kritickému místu 2, které připadá na 50 % času.

Křivka m. tibialis anterior má podobný průběh, vrcholu ale dosahuje až v 68 % času. Elektrická aktivita svalů m. gastrocnemius a m. tensor fasciae latae je vůči ostatním odlišná.

### **Oblouk na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory**

M. adductor longus vykazuje v průběhu celého oblouku téměř konstantní průběh elektrické aktivity. Mírně vzrůstající charakter křivky mají m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae. Aktivita m. gluteus medius po zahájení oblouku mírně klesá, do 21 % času, dále plynule stoupá a vrcholu dosahuje na úrovni 77 % času. Křivka m. gluteus maximus dosahuje maxima v 54 % času, křivka m. tensor fasciae latae je nejvyšší až ke konci oblouku, v 98 % času (kritické místo 3). Naopak mírně klesající charakter křivky mají m. gastrocnemius a m. peroneus longus s vrcholy ve 42 (kritické místo 2), respektive v 70 % času. M. tibialis anterior vykazuje také, podobně jako m. adductor longus, téměř konstantní průběh s jedním vrcholem křivky v 67 % času.

Ze zkoumaných svalů při oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory nacházíme shodu s literaturou u m. tensor fasciae latae. M. tensor fasciae latae provádí extenzi v kolenním kloubu, naklání pánve na stejnou stranu, přispívá ke stabilitě pánve a je výrazně aktivován při stožení na jedné noze (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). Křivka jeho elektrické aktivity dosahuje maxima v 98 % času (kritické místo 3).

Podobný průběh svalové činnosti v tomto oblouku nacházíme u m. adductor longus a m. tibialis anterior s konstantním průběhem elektrické aktivity. Vzrůstající charakter mají křivky u m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae. Klesající průběh křivek mají m. gastrocnemius a m. peroneus longus. O koaktivaci svalů však u tohoto oblouku mluvit nemůžeme.

### **Oblouk na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem**

V průběhu oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem dochází k aktivaci svalů a nárůstu křivky elektrické aktivity směrem za vrchol oblouku u m. adductor longus a m. tibialis anterior. Ke konci oblouku elektrická aktivita vybraných svalů výrazně klesá. M. adductor longus dosahuje maxima v 80 % času, m. tibialis anterior v 68 % času. K aktivaci svalů a nárůstu křivky elektrické aktivity směrem k vrcholu oblouku a k jejímu postupnému klesání dochází u m. peroneus longus. Nejvyšší aktivitu zde zaznamenáváme v 33 % času. Křivka elektrické aktivity m. gluteus medius a m. gluteus maximus je dvouvrcholová. M. gluteus medius dosahuje maxima ve 27 % a v 62 % času, kde se druhý vrchol přibližuje kritickému bodu 2. Ten se nachází v 56 % času. Aktivita m. gluteus maximus je v 27 % a 67 % času. U m. tensor fasciae latae je růst křivky plynulý, nejvyšší aktivitu vykazuje ve 100 % času, což poukazuje na

kritický bod 3. V průběhu oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem dochází k poklesu činnosti m. gastrocnemius s minimem v 82 % času.

Ze zkoumaných svalů při oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem nacházíme shodu s literaturou u m. adductor longus, m. tibialis anterior a u m. peroneus longus. M. adductor longus stabilizuje při flexi v kolenním kloubu střední segmenty dolní končetiny. M. tibialis anterior provádí inverzi nohy a m. peroneus longus se silně aktivuje při naklonění těla vpřed (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000). Všechny tyto činnosti se v průběhu oblouku na vnější hraně lyže uplatňují. V závěru oblouku dochází podle kinogramu k mírné extenzi kolenního kloubu, která se uskutečňuje díky m. tensor fasciae latae. Dokládá nám to křivka elektrické aktivity, která dosahuje maxima ve 100 % času (kritické místo 3). Dvouvrcholová křivka m. gluteus medius a m. gluteus maximus poukazuje na aktivitu těchto svalů v průběhu oblouku, kterou napomáhají stabilizovat pánev a udržovat vzpřímené postavení trupu.

Podobný průběh svalové činnosti v tomto oblouku nacházíme u m. adductor longus a m. tibialis anterior s nárůstem křivky elektrické aktivity směrem za vrchol oblouku. Liší se maximálními vrcholy křivek. Koaktivaci svalů zde můžeme popsat u m. gluteus medius a u m. gluteus maximus. Jejich křivky jsou dvouvrcholové, podobně časově zapojené. Ostatní svaly, m. peroneus longus, m. gastrocnemius a m. tensor fasciae latae pracují samostatně.

### **Porovnání chůze s protézou před mobilizací plosky nohy s chůzí po mobilizaci**

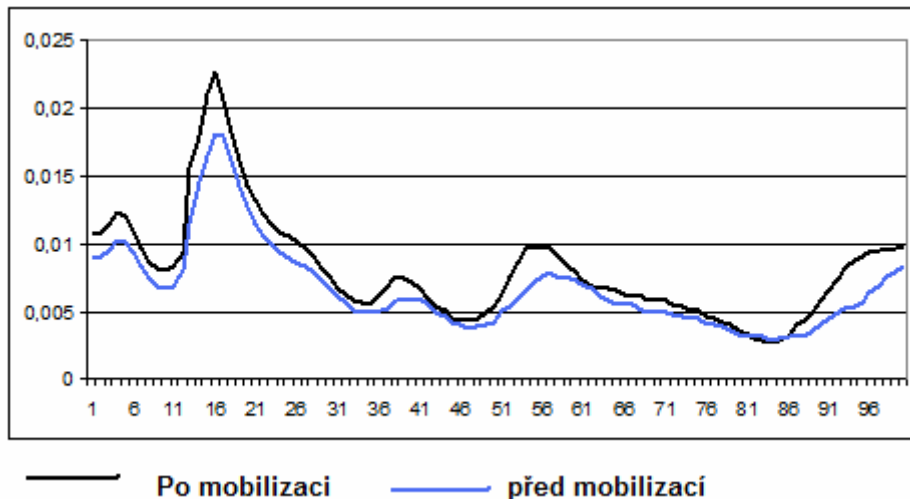
Podle výsledků analýzy pomocí ploch pod křivkou můžeme konstatovat, že po mobilizaci plosky nohy došlo k nárůstu celkové intenzity zapojení u většiny zkoumaných svalů, kromě m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Tvrzení dokazujeme v tabulce 9. Svalová práce je navíc po mobilizaci plosky nohy v pohybovém stereotypu přesnější.

Tab. 9: Průměrná plocha pod křivkou u zkoumaných svalů

	m. adductor longus	m. gluteus medius	m. gluteus maximus	m. gastrocnemius	m. peroneus longus	m. tibialis anterior	m. tensor fasciae latae
Před	0,69	30,78	17,23	32,15	68,54	35,15	18,16
Po	0,81	30,65	17,47	32,96	69,01	35,25	17,99

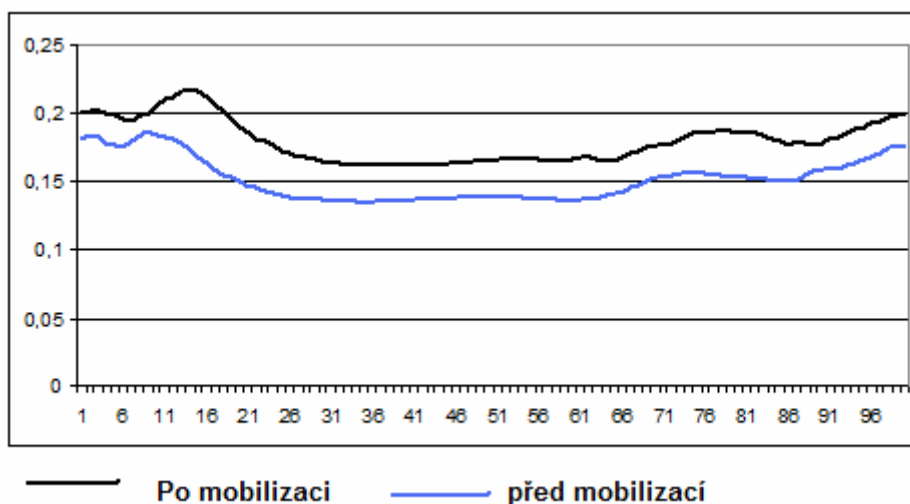
Porovnáním křivek elektrické aktivity zkoumaných svalů u obou typů lokomoce jsme došli k závěru, že se při chůzi s protézou před mobilizací plosky nohy a při chůzi s protézou po mobilizaci plosky nohy jejich charakter příliš neliší. Křivky elektrické aktivity m. adductor longus dosahují před i po mobilizaci plosky nohy vrcholu shodně v 19 % času (graf 20).

Graf 20 Srovnání chůze před a po mobilizaci u m. adductor longus



Stejně jako u m. tensor fasciae latae (graf 21), kde dosahují vrcholy křivek maxima podobně v 10 % a 14 % času, a setkávají se v 98 % času.

Graf 21 Srovnání chůze před a po mobilizaci u m. tensor fasciae latae





### Porovnání oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma a s jedním stabilizátorem

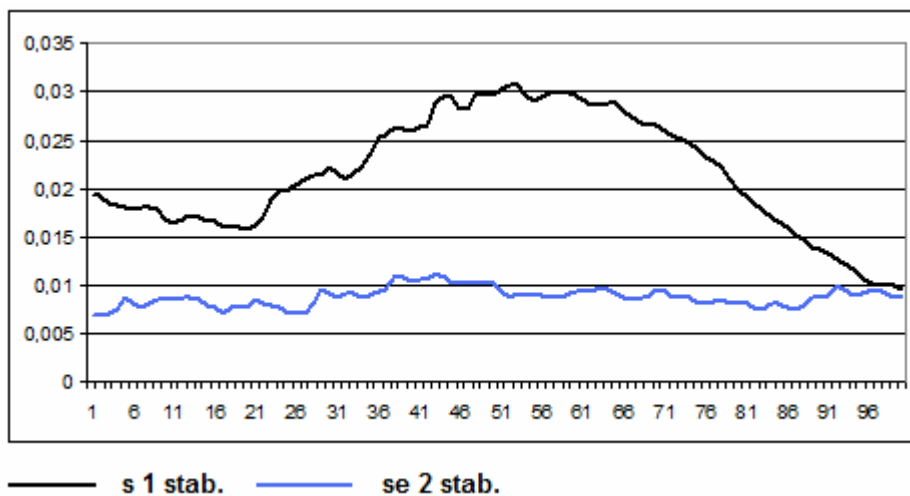
Podle výsledků analýzy pomocí ploch pod křivkou můžeme konstatovat, že při oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem je celková intenzita zapojení u většiny zkoumaných svalů vyšší, kromě m. gluteus maximus a m. gastrocnemius, než intenzita zapojení svalů při oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory. Tvrzení dokazujeme v tabulce 10. Oblouk na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem je pravděpodobně náročnější na intenzitu zapojení svalů než oblouk na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory, kde se zatížení přenáší více na obě horní končetiny. Nároky kladené na dolní končetinu jsou tak menší.

Tab. 10: Průměrná plocha pod křivkou u zkoumaných svalů

	m. adductor longus	m. gluteus medius	m. gluteus maximus	m. gastrocnemius	m. peroneus longus	m. tibialis anterior	m. tensor fasciae latae
2 stab.	0,88	2,57	3,11	1,22	5,20	2,38	16,58
1 stab.	2,16	2,76	2,06	1,18	8,84	8,25	21,39

Porovnáním křivek elektrické aktivity zkoumaných svalů u obou typů oblouku jsme došli k závěru, že mají výrazně odlišný charakter. V grafu 22 ukazujeme rozdíl křivek m. adductor longus.

Graf 22 Srovnání oblouků na vnitřní hraně s 1 a 2 stabilizátory u m. adductor longus



### Porovnání oblouku na vnější hraně lyže s oběma a s jedním stabilizátorem

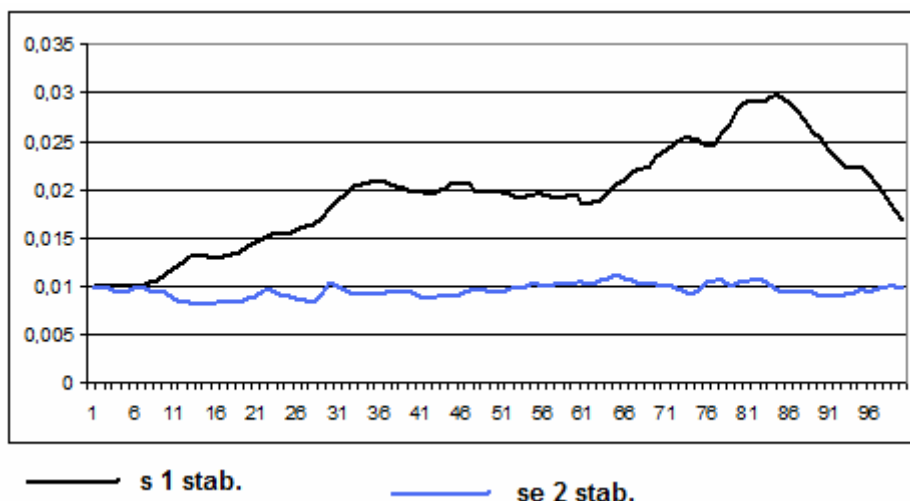
Podle výsledků analýzy pomocí ploch pod křivkou můžeme konstatovat, že při oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem je celková intenzita zapojení u většiny zkoumaných svalů vyšší, kromě m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae, než intenzita zapojení svalů při oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory. Tvzení dokazujeme v tabulce 11. Oblouk na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem je pravděpodobně náročnější na intenzitu zapojení svalů než oblouk na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory. Dospěli jsme tak ke stejnému výsledku, jako v případě předchozím. Dolní končetina je při oblouku s jedním stabilizátorem zatěžována více. Při oblouku se dvěma stabilizátory pomáhají dolní končetině končetiny horní.

Tab. 11: Průměrná plocha pod křivkou u zkoumaných svalů

	m. adductor longus	m. gluteus medius	m. gluteus maximus	m. gastrocnemius	m. peroneus longus	m. tibialis anterior	m. tensor fasciae latae
2 stab.	0,96	2,17	3,22	1,17	5,11	3,59	14,44
1 stab.	1,94	3,21	3,06	1,64	7,73	9,19	13,07

Porovnáním křivek elektrické aktivity zkoumaných svalů u obou typů oblouku jsme došli k závěru, že mají u většiny zkoumaných svalů výrazně odlišný charakter. V grafu 23 ukazujeme rozdíl křivek m. adductor longus, podobně jako v grafu 22, kde porovnáváme oblouky na vnitřní hraně lyže.

Graf 23 Srovnání oblouků na vnější hraně s 1 a 2 stabilizátory u m. adductor longus

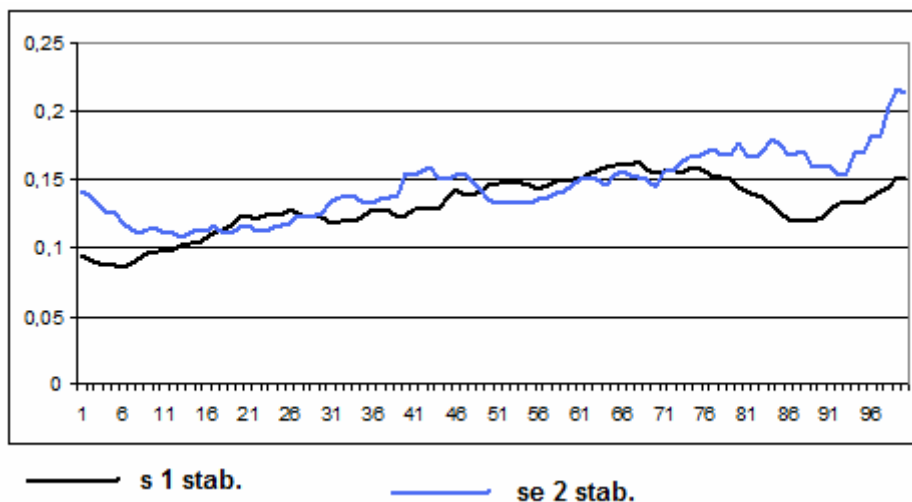


Částečnou podobnost křivek nalzááme u m. tensor fasciae latae (graf 24), kde aktivita svalu v průběhu oblouku průběžně roste, ale jejich charakteristika je odlišná. S oběma stabilizátory je křivka elektrické aktivity větší při zahájení a v závěru oblouku, k vrcholu oblouku klesá. U oblouku s jedním stabilizátorem křivka elektrické aktivity narůstá směrem k vrcholu oblouku.

Charakter křivek nám ukazuje, že se oblouk s jedním stabilizátorem vytváří spíše činností dolní končetiny. Se dvěma stabilizátory je jízda v oblouku závislá na opoře o oba stabilizátory. Což dokazují i grafy 22 a 23.

Nárůst křivky v počáteční a v závěrečné fázi oblouku je zde způsoben zvýšenou aktivitou svalu, který extenduje dolní končetinu v kolenním kloubu v přechodu do dalšího oblouku. V průběhu oblouku jeho aktivita naopak slábne. Kolenní kloub se mírně flektuje, těžiště lyžaře se snižuje.

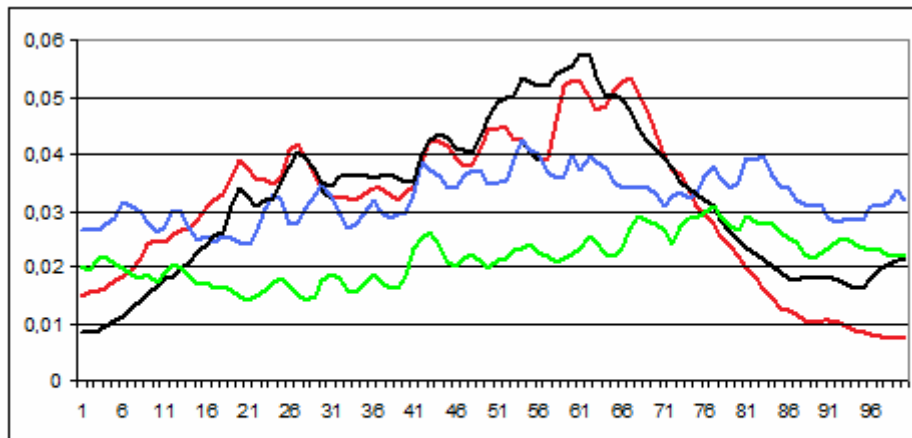
Graf 24 Srovnání oblouků na vnější hraně s 1 a 2 stabilizátory u m. tensor facie latae



V grafu 25 jsou zaneseny křivky elektrické aktivity m. gluteus medius a m. gluteus maximus v průběhu jednoho oblouku s jedním a s oběma stabilizátory. Při oblouku s jedním stabilizátorem jsou si u obou svalů křivky podobné. Stejně je tomu i u oblouku s oběma stabilizátory.

To nás upevňuje v tvrzení, že při obloucích s jedním stabilizátorem je oblouk závislý více na práci dolní končetiny. Při oblouku s oběma stabilizátory je oblouk závislý více na opoře o oba stabilizátory. Drobné změny křivek elektrické aktivity svalů jsou pravděpodobně reakcí na labilní polohu lyžaře v pravo-levém a předozadním směru v průběhu oblouku.

Graf 25 Srovnání oblouku s 1 a 2 stabilizátory u m. gluteus medius a m. gluteus maximus



— s 1 stab.    — se 2 stab.    m. gluteus medius dx  
— s 1 stab.    — se 2 stab.    m. gluteus maximus dx

## 7. Závěr

Podle výsledků analýzy pomocí ploch pod křivkou jsme došli k závěru, že po mobilizaci plosky nohy je celková intenzita zapojení u většiny zkoumaných svalů vyšší, než byla před mobilizací. Svalová práce je navíc po mobilizaci plosky nohy v pohybovém stereotypu přesnější.

Charakter křivek elektrické aktivity zkoumaných svalů u obou typů lokomoce, chůze s protézou před mobilizací plosky nohy a chůze s protézou po mobilizaci, se příliš neliší.

Při oblouku na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem je podle výsledků analýzy pomocí ploch pod křivkou celková intenzita zapojení u většiny zkoumaných svalů vyšší, než intenzita zapojení svalů při oblouku na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory.

Oblouk na vnitřní hraně lyže s jedním stabilizátorem je pravděpodobně náročnější na intenzitu zapojení svalů než oblouk na vnitřní hraně lyže s oběma stabilizátory, kde se zatížení přenáší více na obě horní končetiny. Nároky kladené na dolní končetinu jsou tak menší.

Porovnáním křivek elektrické aktivity zkoumaných svalů u obou typů oblouku jsme došli k závěru, že mají výrazně odlišný charakter.

Srovnáním oblouků na vnější hraně lyže s jedním a s oběma stabilizátory pomocí ploch pod křivkou můžeme konstatovat, že při oblouku na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem je celkové intenzita zapojení u většiny zkoumaných svalů vyšší, než intenzita zapojení svalů při oblouku na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory. Oblouk na vnější hraně lyže s jedním stabilizátorem je pravděpodobně náročnější na intenzitu zapojení než oblouk na vnější hraně lyže s oběma stabilizátory. Dospěli jsme tak ke stejnému výsledku, jako v případě předchozím. Dolní končetina je při oblouku s jedním stabilizátorem zatěžována více. Při oblouku se dvěma stabilizátory pomáhají dolní končetině končetiny horní.

Charakter křivek elektrické aktivity zkoumaných svalů je rovněž odlišný.

To nás vede k závěru, že při obloucích s jedním stabilizátorem je oblouk více závislý na práci dolní končetiny. Při oblouku s oběma stabilizátory je oblouk závislý spíše na opoře o oba stabilizátory. Drobné změny křivek elektrické aktivity svalů jsou

pravděpodobně reakcí na labilní polohu lyžaře v pravo-levém a předo-zadním směru v průběhu oblouku.

Dále se podařilo prokázat odlišný charakter práce dolní končetiny při chůzi s protézou a při oblouku na vnitřní a vnější hraně lyže s jedním a s oběma stabilizátory.

S určitou opatrností můžeme charakterizovat jízdu na lyžích jako pohybovou činnost převážně posturálního charakteru. Zatímco volná „bipedální“ chůze je pro člověka nejtypičtější formou lokomoce s převažujícím charakterem fázické svalové práce.

Na základě uvedených tvrzení lze konstatovat, že metoda EMG umožňuje sledovat změny v elektrické aktivitě vybraných svalů a umožňuje jejich porovnání. Pro další studie doporučujeme:

1. Zachovat výběr svalů a popřípadě je doplnit o svaly horní končetiny.
2. Pro analýzu pohybu člověka s jednostrannou nadkolenní amputací doporučujeme použít prostorovou kinematickou analýzu se synchronizací s EMG.
3. Pro posouzení načasování zapojení jednotlivých svalů doporučujeme rovněž kombinaci EMG s prostorovou kinematickou analýzou.
4. Doplnit studii o tenzometrii.

## 8. Seznam použité literatury

- ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha : Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- DE LUCA, CJ. *Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles*. The International Society for Biomechanics, 1993.
- DOSTÁL, J. *Metodika nácviku a tréninku sjezdového lyžování tělesně postižených s jednostrannou nadkolenní amputací*. Praha : FTVS UK, 1997.
- DOVALIL, J. a kol. *Výkon a trénink ve sportu*. 1. vydání. Praha : Olympia, 2002. ISBN 80-7033-760-5.
- DUNGL, P. a kol. *Vybrané kapitoly z ortopedie*. Praha : Grada, 2004. ISBN 80-247-0550-8.
- DYLEVSKÝ, I. *Základy anatomie pro maséry*. 1. vydání. Praha : Triton, 2003. ISBN 80-7254-275-3.
- DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha : Grada Publishing, 2000. ISBN 80-7169-681-1.
- HADRABA, I. *Protetika*. Praha : Svoboda, 2002.
- HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 1. vydání. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1997. ISBN 80-7013-237-X.
- HNĚVKOVSKÝ, O. *Kinesiologie*. Praha : Studijní a informační středisko pro hospodářské nauky odborných škol , 1953.
- HROMÁDKOVÁ, J. a kol. *Fyzioterapie*. Jinočany : H a H, 1999. ISBN 80-86022-45-5.
- CHRTEK, M. *Evaluaace tenisového podání pomocí povrchové elektromyografie*. Diplomová práce Praha : FTVS UK, 2007.
- JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno : ID VPVZ, 1982.
- JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno : Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně, 1984.
- JANDA, V. *Funkční svalový test*. 1. vydání. Praha : Grada, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
- JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VĚLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha : Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
- KABELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy*. 1. vydání. Praha : Grada, 1997. ISBN 80-7169-384-7.

- KNUDSON, D., MORRISON, G. *Qualitative Analysis of Human Movement*  
Champaign III : Human Kinetics, 1997, s. 250, ISBN 0-88011-523-8.
- KOLEKTIV AUTORŮ. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vydání. Praha : Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-258-1.
- KONRAD P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* dostupné na <http://reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1>. staženo 25.7.2009.
- KRAČMAR, B. *Funkční centrace kloubů při nastavení výchozí polohy při nácviku oblouků na lyžích*. Česká kinantropologie 2002, č. 1, s. 74 – 92.
- LÁNIK, V. *Kineziológia*. Martin : Osveta, 1990.
- LEWIT, K. *Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivních svalových vzorců na základě vývojové neurologie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1996, č. 4, s. 148 – 151.
- MATOŠKOVÁ, P. *Deskripce specifické lokomoce lyžařů s jednostrannou nadkolenní amputací*. Disertační práce. Praha : UK FTVS, 2006
- PRAVEČKOVÁ, P. *Evaluač softbalových hodů pomocí povrchové elektromyografie a kinematické analýzy* Disertační práce Praha : UK FTVS 2009.
- RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. *Rehabil. Fyz. Lék.* 2001, č. 4, s. 173-177.
- SEDLISKÁ, V. *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Diplomová práce Praha : FTVS UK, 2007.
- SCHMIDT, R., CRAIG, W. *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign : Human Kinetics, 1991.
- SOSNA, A. *Základy ortopedie*. Praha : Triton, 2001.
- SRBKOVÁ, K. *Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při běhu na lyžích klasickou a volnou technikou*. Diplomová práce Praha : FTVS UK, 2006.
- SÜSS, V. *Význam indikátorů herního výkonu pro řízení tréninkového procesu*. Vědecká monografie Praha : Karolinum, 2006, s. 173, ISBN 80-246-1162-7.
- TRAVELL, J. G., SIMON, S. D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 1*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1999.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada Publishing, 1997.
- VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha : Grada Publishing, 1995.



**Internetové odkazy:**

<[http://www.address.cz/data/www.sanquis.cz/articles/files/62\\_dochazi\\_k\\_amputacim\\_dolnich\\_koncetin\\_pdf](http://www.address.cz/data/www.sanquis.cz/articles/files/62_dochazi_k_amputacim_dolnich_koncetin_pdf)>

<<http://www.prevention.healthline.com>>

Protetika Štěpánová a spol., s. r. o. [cit. 2007-07-20]. Dostupné na URL:

<<http://www.protetika-stepanova.cz>>

<[http://www.uzis.cz/download\\_file.php?.file=3416](http://www.uzis.cz/download_file.php?.file=3416)>

## 9. Přílohy

### Příloha 1: Vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Veštesávn  
tel.: 220 17 111  
http://www.fkvs.cuni.cz/

#### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, dok.torské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Komparace EMG aktivity vybraných svalů při chůzi a lyžování skupiny I W2

Forma projektu: diplomová práce

Autor (hlavní řešitel): Bc. Jan Machač

Školitel (v případě studentské práce): PhDr. Petra Matošková, Ph.D.

##### Popis projektu:

Analýza aktivity vybraných svalů u člověka s jednostrannou nadkolenní amputací při chůzi a protézou před a po mobilizační plošky nohy a porovnání s jejich aktivitou při sjezdovém lyžování.

##### Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Nebudou použity žádné invazivní metody.

##### Etické aspekty výzkumu

Zisková část nebudou zneužita a osobní údaje nebudou zveřejněny.

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne: 10.2.2009

Podpis autora:

#### Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Banůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Burá, CSc.  
Prof. PaDr. Pavel Šlepička, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0339/2009

dne: 2.9.2009

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy



podpis předsedy EK

Příloha 2 (na CD): Grafy průměrné EMG vybraných svalů