

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Analýza aktivity vybraných svalů u člověka s jednostrannou
nadkolenní amputací při chůzi**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vedoucí práce:

PhDr. Petra Matošková, Ph.D

Zpracoval:

Jan Machač

Odborný konzultant:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Srpen 2007

Abstrakt:

Název:

Analýza aktivity vybraných svalů u člověka s jednostrannou nadkolenní amputací při chůzi

An Analysis of chosen muscles of an individual with a single - sided amputation (above the knee) during a walking motion

Cíl práce: Cílem práce je ověřit metodiku a způsob hodnocení elektromyografického záznamu a kinematické analýzy pro hodnocení chůze jedinců s jednostrannou nadkolenní amputací.

Úkoly práce:

- Shromáždit teoretické podklady týkající se problematiky amputací, elektromyografie a lokomoce amputovaných.
- Zpracovat pilotní studii:
 - Vybrat vhodného probanda pro provedení měření.
 - Zvolit svaly, jejichž činnost budeme analyzovat.
 - Pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při chůzi s protézou.
 - Pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při chůzi bez protézy.
 - Dle výsledku měření charakterizovat činnost sledovaných svalů, charakterizovat jejich koordinaci a intraindividuálně ji porovnat u obou typů lokomoce.

Metoda:

Jedná se o pilotní studii deskriptivního charakteru s využitím povrchové EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu. Tato studie je pilotní ke zpracování diplomové práce.

Výsledky: 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 zkombinovat s dalšími.
2. Pro analýzu chůze 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.

Klíčová slova: amputace, bipedální lokomoce, elektromyografie, pilotní studie.

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

V Praze dne 15. 8. 2007

Podpis

Touto cestou bych chtěl poděkovat všem, kteří mi s prací pomohli, zejména
PhDr. Petře Matoškové, Ph.D. a Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc.

Souhlasím se zapůjčením své bakalářské 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	7
2. Teoretická východiska	9
2.1 Amputace	9
2.2 Ortopedická protetika	14
2.3 Svalové dysbalance	18
2.4 Chůze	21
2.5 Elektromyografie	24
2.6 Funkce měřených svalových skupin	27
3. Metodologická část	29
3.1 Cíle a úkoly práce	29
3.2 Obecná charakteristika pilotní studie	30
3.3 Charakteristika sledované osoby	30
3.4 Metody výzkumu	31
3.5 Sledované proměnné	32
3.6 Popis místa měření	33
3.7 Metodologická poznámka	33
3.8 Prezentace způsobu vyhodnocení dat	34
4. Výsledky	36
4.1 Chůze o berlích	36
4.2 Chůze s protézou	40
5. Diskuse a závěr	45
6. Seznam použité literatury	47

1. Úvod

Amputace dolní končetiny je velkým zásahem do života člověka a představuje pro pacienta těžký duševní otřes. Vypořádání se s 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, 2002).

V průběhu posturální ontogeneze dochází u člověka podle Kračmara (2002) k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy v kraniálně kaudálním směru. Do lokomoce 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.

Cílem této práce je pilotní studie k analýze aktivity vybraných svalů u člověka s jednostrannou nadkolenní amputací při chůzi s protézou a porovnání s jejich aktivitou při chůzi o francouzských holích bez protézy (2 možné způsoby lokomoce člověka s jednostrannou nadkolení amputací).

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. U dospělých jedinců je nejvíce rozšířenou indikací, až v 90%, cévní příčina, u dětí je to, v 80%, traumatická příčina (Sosna, 2001).

V České republice bylo v roce 1989 amputováno na dolní končetině z různých důvodů 3714 postižených, tj. 0,37 % obyvatel státu. Tento počet se v posledních letech mění a má bohužel vzestupný trend (tab. 1). V roce 1994 to bylo již 4503 lidí, tedy incidence byla 0,45/1000 obyvatel.

Rok	Počet
1989	3714
1990	3953
1991	4365
1992	4465
1993	4185
1994	4503

Tab. 1: Trend vývoje amputací dolní končetiny (Kolektiv autorů, 1997)

Příčiny vzestupu počtu amputací jsou velmi pravděpodobně v rostoucím množství diabetických angiopatií, aterosklerotických komplikací a dopravních nehod. Komplikace chirurgických zákroků a ortopedické korekce tvoří jen minimum z celkového počtu a jejich častost se spíše snižuje v souvislosti se zlepšenou chirurgickou technikou a moderní léčbou. Ze statistických údajů vyplývá, že jedinců amputovaných pro tumory bývá kolem 5%, ale pro úrazy asi 25%. Vzestupný trend amputací byl zaznamenán již dříve, především ve vyšších věkových kategoriích, a to nejen v našem státě, ale i celosvětově (Kolektiv autorů, 1997).

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 angiologem a diabetologem 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 (Sosna, 2001).

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:

- hemiorporectomie - 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 antagonistní 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 (Sosna, 2001).

Diafyzární amputace ve stehně (u zkoumané osoby)

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, arterielní 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 mortalita: 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 (Sosna, 2001).

2.1.6 Amputace v dětském věku

U dětí musíme počítat s faktorem růstu dítěte. Dáváme přednost exartikulaci, neboť tak zachováme distální epifyzu 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).

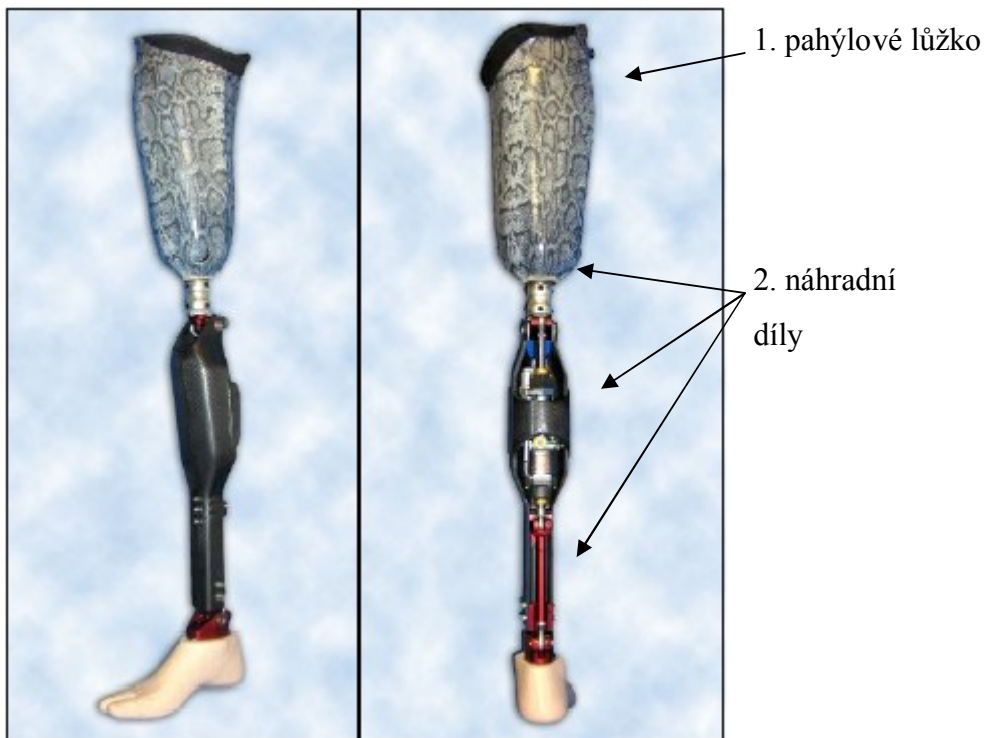
Současná protetická technika je díky kvalitním materiálům, především termoplastům a dále lehkým a přitom pevným kovům, schopna vytvořit takové pomůcky, které se do rozsahu pohybu téměř vyrovnají vlastní končetině (Kolektiv autorů, 1997).

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).

2.2.1 Popis protézy a jejího příslušenství:

Každá protéza se skládá z následujících částí:



Obr. 1: Stehenní protéza (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:

- klasičtí 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,
- štíťové 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 (Hadraba, 2002).

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 zavinují 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

Zajišťující 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 tonusu 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. quadratus 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. peronei,
- 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. glutaei maximi. Mezi oslabeným břišním svalstvem a zkrácenými mm. erectores trunci v oblasti bederní páteře. A mezi oslabenými mm. glutaei 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. glutaeus 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 přenesse 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. glutaeus 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 odehrají v čase mezi analogickými polohami jedné a druhé končetiny (Lánik, 1990).

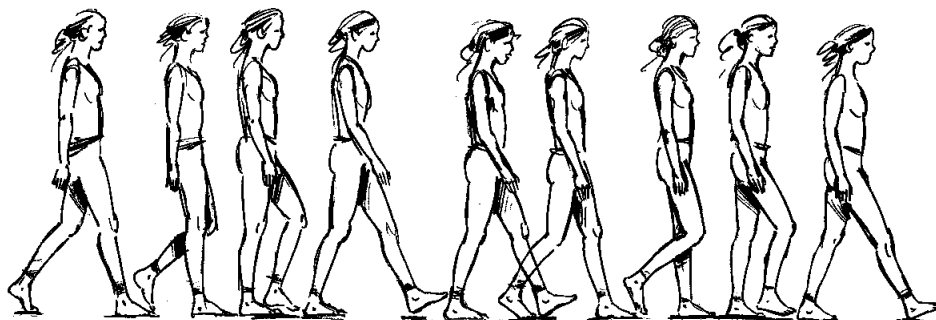
Podle Hněvkovského (1952) je chůze vysoce automatizovaný pohybový projev, jehož charakter závisí na struktuře těla, jeho proporcích a hmotnosti právě tak, jako na kvalitě proprioceptivní informace z periferie (proprioceptivní informace na straně amputace chybí) a na kvalitě regulačních centrálně nervových 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 (Janda, Poláková, Véle, 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. Napřimením páteře se lidská lokomoce vyvinula jako bipedální forma lokomoce. Zároveň v sobě skrývá svoji

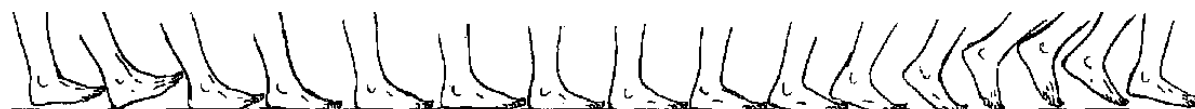
fylogeneticky podmíněnou kvadrupedální formu s tím rozdílem, že horní (dříve přední) končetiny nejsou ve styku s pevnou oporou a nezajišťují primárně lokomoci. Jejich funkce se transformovala do vyrovnání torzních sil, a to ve spolupráci s trupem. Kvadrupedální charakter chůzového stereotypu nalézáme 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 shledáváme 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, který 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. 2. 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, 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

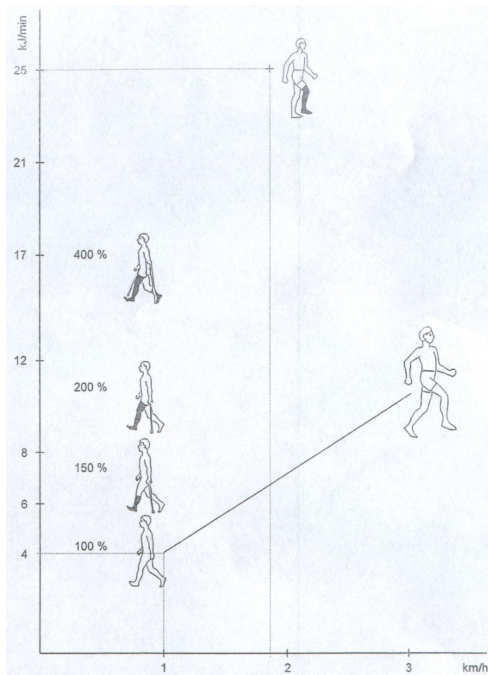
Horní končetiny se pohybují švihově v opačném smyslu nežli příslušné dolní končetiny. Tento pohyb se pokládá za pasivní a vyvažovací.

2.4.1 Lokomoce při jednostranné nadkolenní amputaci

Člověk s 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 berlami 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 váhu 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, Janura, 2001).

Povrchové elektrody jsou obvykle menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou kůži leukoplastí. 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, zemnicí 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. Zemnicí 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, 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, Janura, 2001).

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

2.6 Funkce měřených svalových skupin

M. erector spinae

Zařazujeme mezi hluboké zádové svaly. Ty zahrnují větší počet svalových skupin, které jsou vzájemně obtížně anatomicky izolovatelné. Hlavní, dynamickou funkcí hlubokých svalů zádových je vzpřimování trupu, ale kromě toho aktivně ovládají všechny pohyby páteře, s výjimkou předklonu. Důležitá je i jejich funkce tonická, protože spolu s břišními svaly udržují trup ve vzpřímené poloze. Podle začátku a úponu můžeme hluboké zádové svaly rozdělit do několika systémů:

- spinotransverzální systém,
- sakrospinální systém,
- spinospinální systém,
- transverzospinální systém.

M. erector spinae reprezentuje systém sakrospinální, kde tvoří nejmohutnější svalovou hmotu ze všech hlubokých hřbetních svalů.

Začátek svalu: prostřednictvím silné vazivové desky odstupuje od trnových výběžků bederních obratlů, od kosti křížové a od hřebene kyčelní kostí.

Úpon svalu: vystupuje podél páteře a jednotlivými cípy se upíná na příčné výběžky hrudních a krčních obratlů a partie žeber přiléhajících k páteři.

Funkce: při oboustranné akci provádí extenzi páteře; při jednostranné kontrakci lateroflexi páteře (Dylevský, 2003).

M. obliquus abdominis externus

Rozsáhlý plochý sval na povrchu boční stěny břišní; dopředu mediálně přechází v plochou šlachu (aponeurosis musculi obliqui externi); směr snopců svalu i aponeurosy jde shora dolů a dopředu (Čihák, 2001).

Začátek svalu: osm zubů na osmi kaudálních žebrech.

Úpon svalu:

- zadní a kaudální snopce na labium externus cristae iliacaе,
- ostatní snopce přecházejí zevně od m. rectus abdominis v aponeurosis musculi obliqui externi, která tvoří povrch předního listu pochvy přímého svalu a upíná se do linea alba.

Dolní okraj aponeurosy je zesílen, napjat od spina iliaca anterior superior k tuberculum pubicum; nazývá se ligamentum inguinale.

Zevně od m. rectus abdominis a nad lig. inguinale je v aponeurose vstup do tříselného kanálu – anulus inguinalis superficialis.

Funkce:

- hlavní funkcí zevního šikmého břišního svalu je flexe páteře a zdvihání pánve,
- při oboustranné kontrakci je tento sval synergista m. rectus abdominis,
- při jednostranné kontrakci uklání páteř na stranu kontrahovaného svalu a rotuje páteř s hrudníkem na stranu protilehlou,
- účastní se břišního lisu.

Inervace: 5.-11. interkostální nerv a n. subcostalis (Th12).

M. gluteus medius

Je zčásti kryt průběhem m. gluteus maximus; svalové snopce se upínají z více směrů hrubým zpeřením na úponovou šlachu (Čihák, 2001); je výrazně aktivován při stožení na jedné noze (Dylevský, 2003).

Začátek svalu: zevní plocha lopaty kyčelní kosti mezi linea glutea posterior a linea glutea anterior, kraniálně až ke crista iliaca.

Úpon svalu: přední, horní a zadní okraj velkého trochanteru; mezi trochanterem a úponem svalu bývá bursa trochanterica musculi glutei medii; může být i vícečetná.

Funkce:

- přední snopce – vnitřní rotace kyčelního kloubu,
- střední snopce – abdukce kyčelního kloubu,
- zadní snopce – zevní rotace kyčelního kloubu.

Možností akce ve více směrech je tento sval významný při chůzi a při udržování rovnováhy stojícího těla, neboť se účastní i flexe a extenze kyčle.

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

3. Metodologická část

3.1 Cíle a úkoly práce

Cíl práce: Cílem práce je ověřit metodiku a způsob hodnocení elektromyografického záznamu a kinematické analýzy pro hodnocení chůze jedinců s jednostrannou nadkolenní amputací.

Díličními cíly jsou:

1. Ověřit zda metoda EMG umožňuje sledovat změny v zapojení jednotlivých vybraných svalů v chůzi člověka s jednostrannou nadkolenní amputací.
2. Ověřit zda vybrané svaly ukazují na rozdíly mezi chůzí o berlích a s protézou.
3. Ověřit zda použitá jednoduchá videoanalýza umožňuje porovnání zapojení jednotlivých svalů ve sledované lokomoci.
4. Ověřit zda použitá metoda EMG umožňuje sledovat velikost zatížení jednotlivých svalů.

Úkoly práce:

1. Shromáždit teoretické podklady týkající se problematiky amputací, elektromyografie a lokomoce amputovaných.
2. Zpracovat pilotní studii:
 - vybrat vhodného probanda pro provedení měření,
 - zvolit svaly, jejichž činnost budeme analyzovat,
 - pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při chůzi s protézou,
 - pomocí záznamu EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při chůzi bez protézy,
 - dle výsledku měření charakterizovat činnost sledovaných svalů, charakterizovat jejich koordinaci a intraindividuálně ji porovnat u obou typů lokomoce.

3.2 Obecná charakteristika pilotní studie

Jde o případovou studii popisného charakteru, kdy bylo pomocí povrchové EMG snímáno relativní načasování a činnost vybraných svalů. Sledování kineziologického obsahu pohybu vybraných svalů se uskutečnilo formou srovnávací analýzy. Byla porovnána chůze s protézou a chůze o francouzských holích, dva možné způsoby lokomoce člověka s jednostrannou nadkolenní amputací.

Jako nástroje srovnávací analýzy bylo použito porovnání načasování nástupu a odeznění aktivací sledovaných svalů v kontextu se synchronizovaně přiřazenými polohami probanda.

3.3 Charakteristika sledované osoby

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

3.3.1 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, 1x – 2x/měsíc, nyní 1x /rok.

Úrazy: do 10 let věku 3x 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, 100 m) – kraul, delfin (1987-1995)
- Atletika: výška, oštěp – reprezentace; běh, vrh koulí, hod diskem (1982-2002)
- Lyžování: Lyžuje od roku 1993. V lyžování 11x mistr ČR, ve Světovém poháru nejlépe 3. a 4. místo, v Evropském poháru 1. místo, účastník Paralympijských her, mezinárodní mistr Slovenska.

Sociální: Bydlí s přítelkyní, 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).

3.4 Metody výzkumu

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 s protézou a doplníme 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, 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. Váha 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. Současně s EMG měřením byl pořízen synchronizovaný videozáznam digitální kamerou SONY 8. Pro analýzu byl použit nábor EMG při pokusu s nejvyšší mírou pravidelnosti snímaných EMG. EMG záznam byl snímán při opakovaném provedení krokového cyklu s protézou a bez protézy s francouzskými holemi.

Vybavení probanda: stehenní protéza, francouzské hole.

3.5 Sledované proměnné

Výběr svalových skupin byl omezen:

- stanovením svalových skupin podílejících se na hybném stereotypu chůze s protézou,
- nemožností invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami,
- počtem přenosových kanálů.

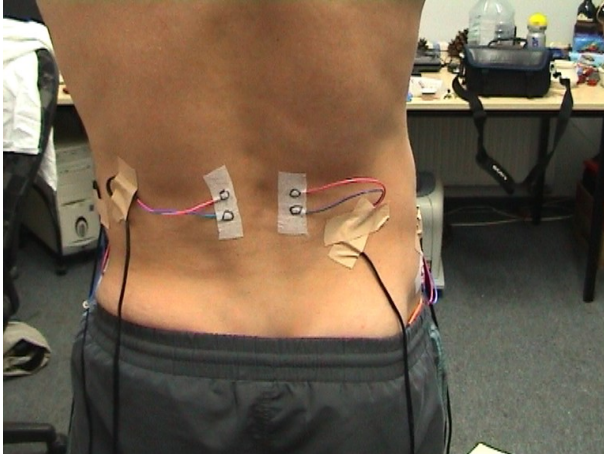
Proband byl sledován při chůzi na vzdálenost patnácti metrů na pevném povrchu při hybném stereotypu chůze s protézou a hybném stereotypu chůze bez protézy s francouzskými holemi. Měření bylo provedeno pro oba typy lokomoce pětkrát. Hodnocen byl vždy úsek trvající 10 vteřin. Pro časoprostorovou orientaci 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). Citlivost nastavení jednotlivých kanálů byla následující.

Citlivost elektrod: 1.- 6. kanál 0,1mV.

Měření pomocí povrchové EMG bylo provedeno na 3 svalech participujících se při zapojení dolního trupu, pánevního pletence a dolní končetiny do lokomoce.

Vybrané svaly:

- m. erector spinae dx. et sin., bederní složka (umístění elektrod ukazujeme na obr. 5),
- m. obliquus abdominis externus dx. et sin. (umístění elektrod ukazujeme na obr. 6),
- m. gluteus medius dx. et sin. (umístění elektrod není uvedeno na obrázku na přání sledované osoby).



Obr. 5: Umístění elektrod



Obr.6: Umístění elektrod

Jako jednotka rozboru byl stanoven jeden krokový cyklus při chůzi s protézou v návaznosti, v porovnání s jedním krokovým cyklem při chůzi bez protézy s francouzskými holemi. Jeden krokový cyklus je ohraničen kontaktem paty pravé dolní končetiny s podložkou.

3.6 Popis místa měření

Měření bylo provedeno v Praze, v loděnici v Troji 12. 8. 2007 mezi 13:00 a 14:00 hodinou při teplotě vzduchu 18°C.

3.7 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 nejuvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalů živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalů.

Dále je nutné si uvědomit zejména:

- kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na 1 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 svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi,
- bezvýznamná je snaha o poměrné posouzení svalové práce mezi 2 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 svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická (Sedliská, 2007).

3.8 Prezentace způsobu vyhodnocení dat

Výzkum byl prováděn formou kvalitativní analýzy. Při vyhodnocení výsledků měření proto nacházíme kvalitativní expertízu. Kvalitativní posouzení se týkalo zejména průběhu EMG křivky.

Při evaluaci křivky vycházíme z 10% hodnoty na ose y. Jako 100% je stanovena výška amplitudy lokálního extrému (maxima). Tímto postupem snižujeme chybu způsobenou zápisem EMG potenciálů. Blíže na obr. č. 7.

Na základě takto stanovených významných počátků aktivace jsme schopni posoudit načasování nástupu a odeznění aktivace mezi jednotlivými svaly.



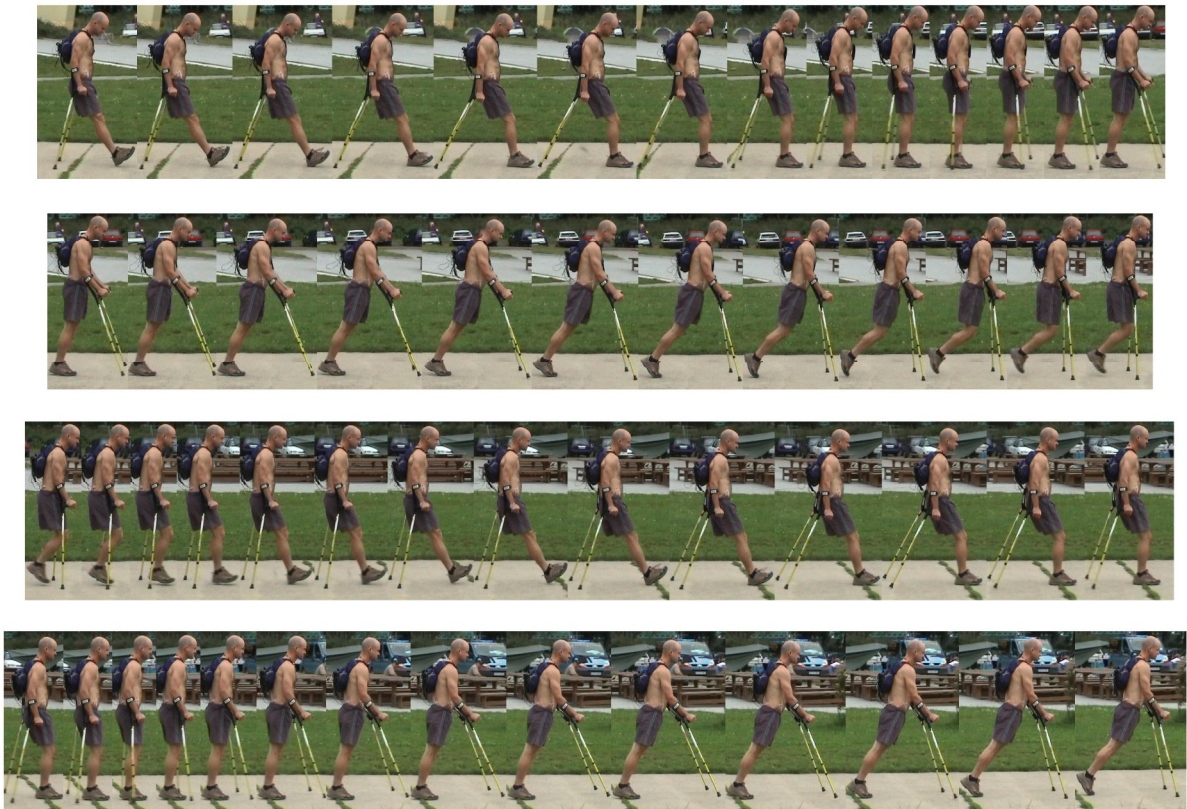
Obr. 7: Kvantitativní způsob vyhodnocení dat (Sedliská, 2007)

4. Výsledky

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 chůze pohledu z boku a vybrané uzlové body v pohledu zepředu. Výsledky jsme rozdělili na část chůze s berlemi a chůzi s protézou.

4.1 Chůze o berlích

Na obrázku 8 uvádíme kinogram chůze o berlích, který jsme upravili z videozáznamu, pořízeném při měření aktivity vybraných svalů.



Obr. 8: Kinogram chůze o berlích

Na obrázku 9 ukazujeme zahájení kroku , kritické místo 1 (kontakt paty s podložkou), na obrázku 10 kritické místo 2 (celá plocha chodidla v kontaktu s podložkou), na obrázku 11 kritické místo 3 (kontakt berlí s podložkou).



Obr. 9: Kritické místo 1

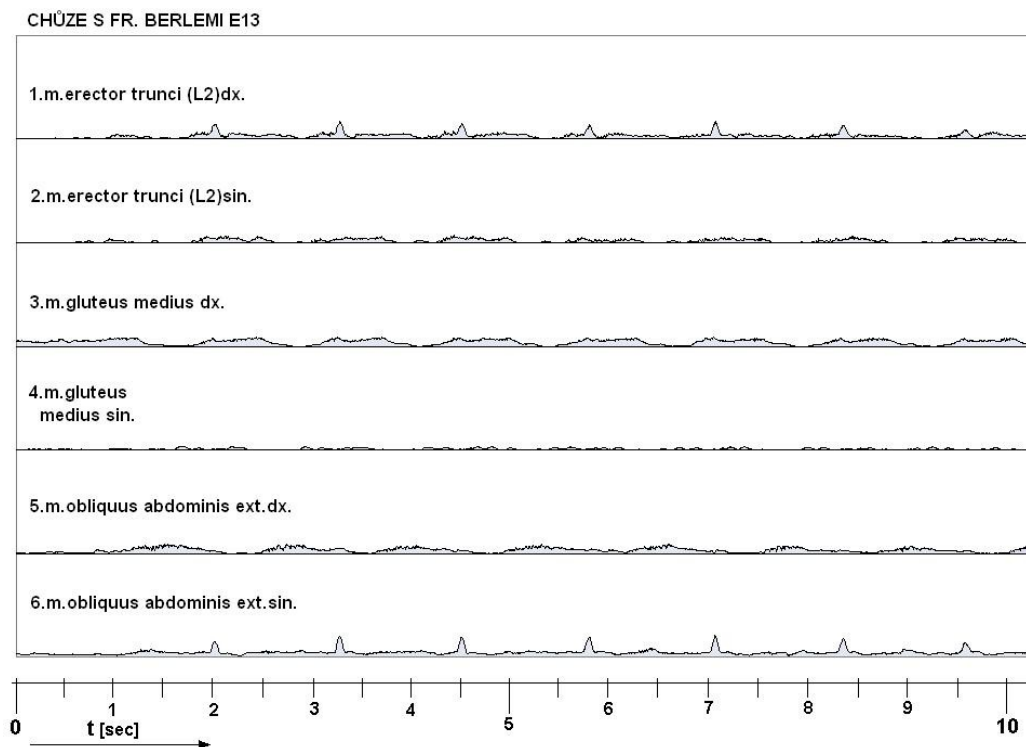


Obr. 10: Kritické místo 2

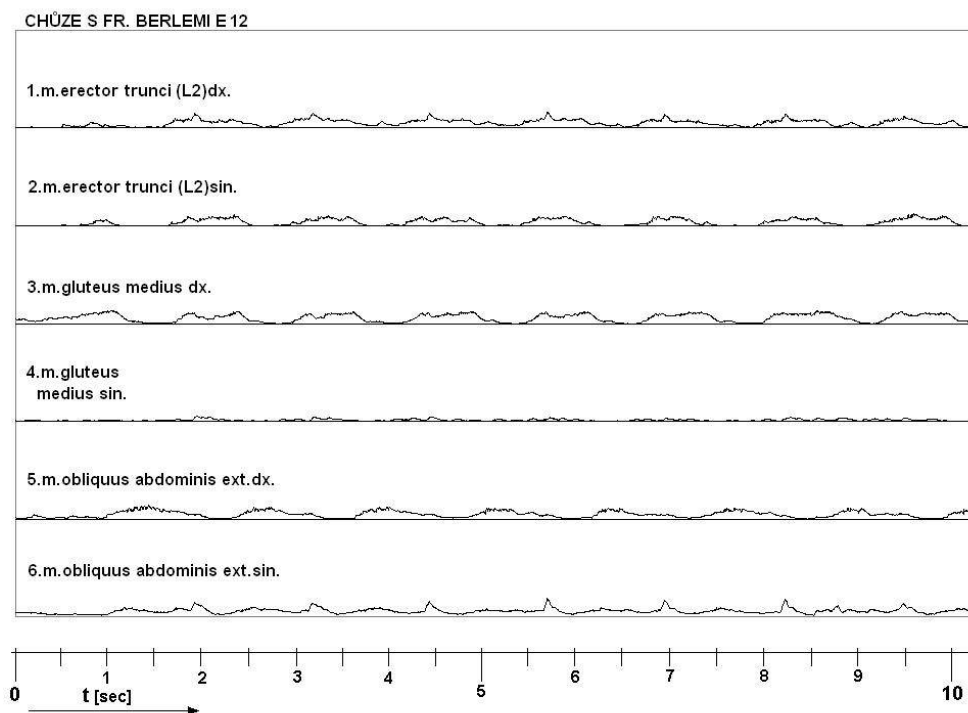


Obr. 11: Kritické místo 3

Na grafech 1 a 2 ukazujeme elektromyograf vybraných svalů v průběhu dvou měření chůze o berlích. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalů v průběhu 7 kroků.

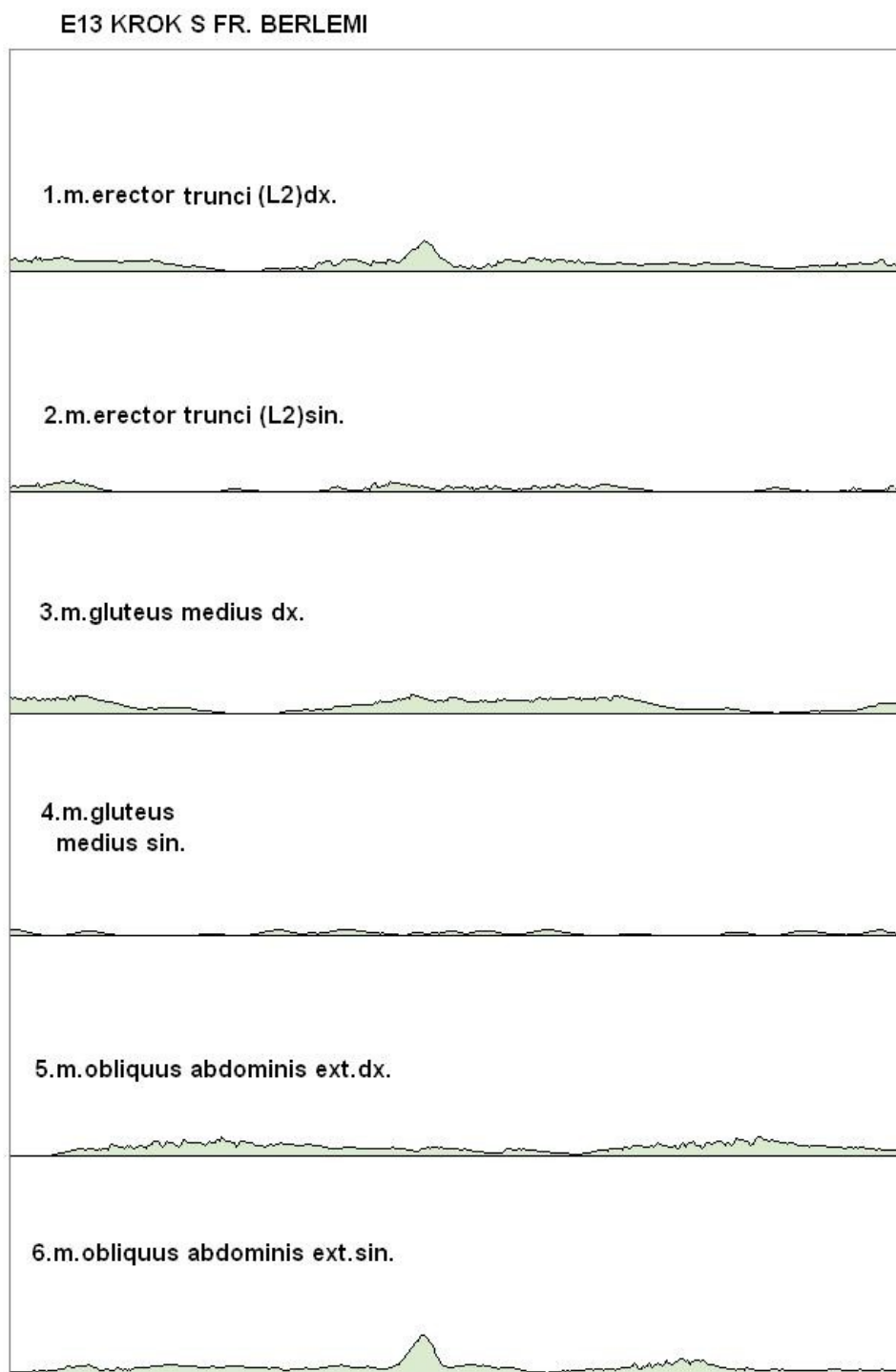


Graf 1: Elektromyograf vybraných svalů chůze o berlích



Graf 2: Elektromyograf vybraných svalů chůze o berlích

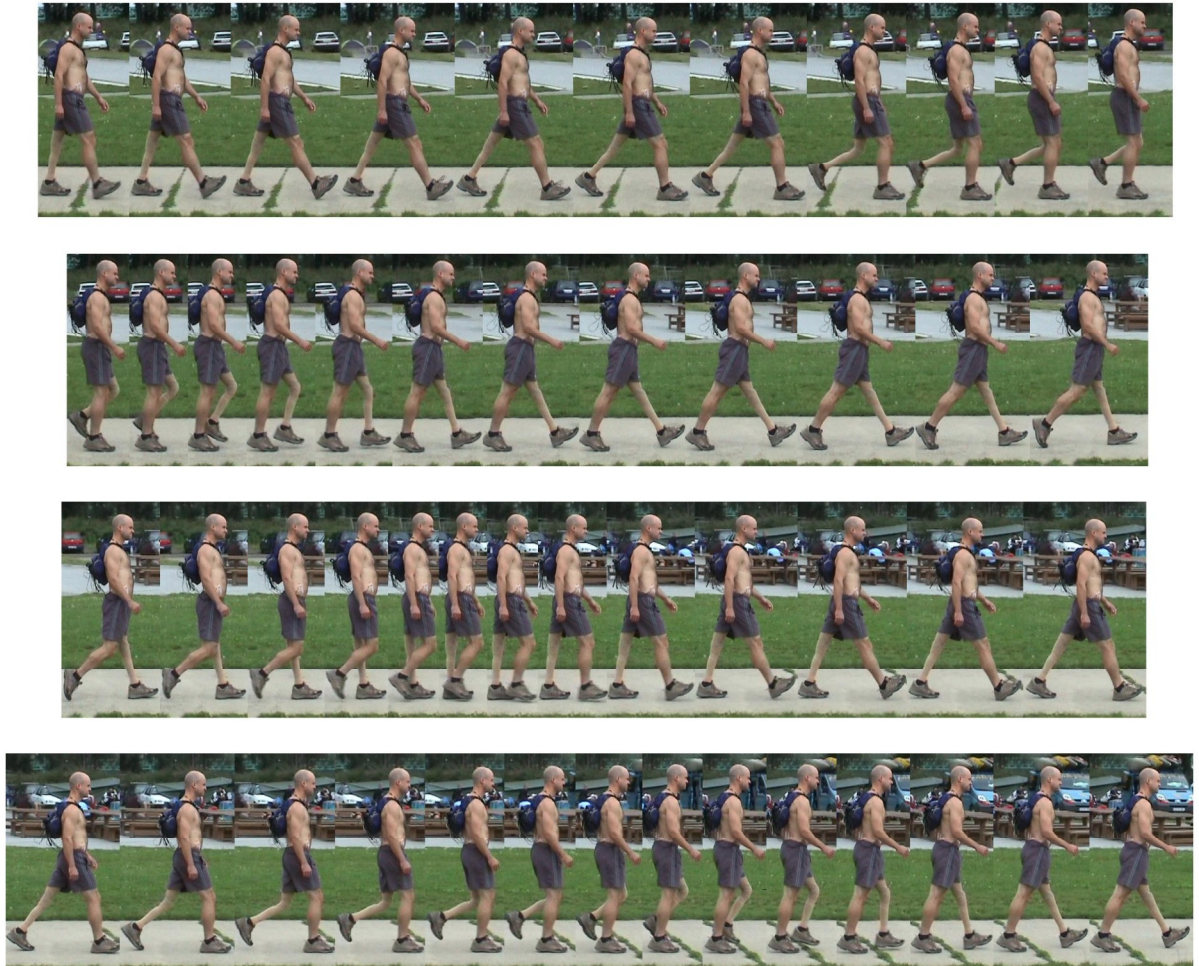
Z průběhu měření aktivity svalů jsme vybrali průběh zapojení vybraných svalů v jednom náhodně vybraném kroku. Aktivitu vybraných svalů ukazujeme na grafu č. 3.



Graf 3: Průběh zapojení vybraných svalů v jednom náhodně vybraném kroku

4.2 Chůze s protézou

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

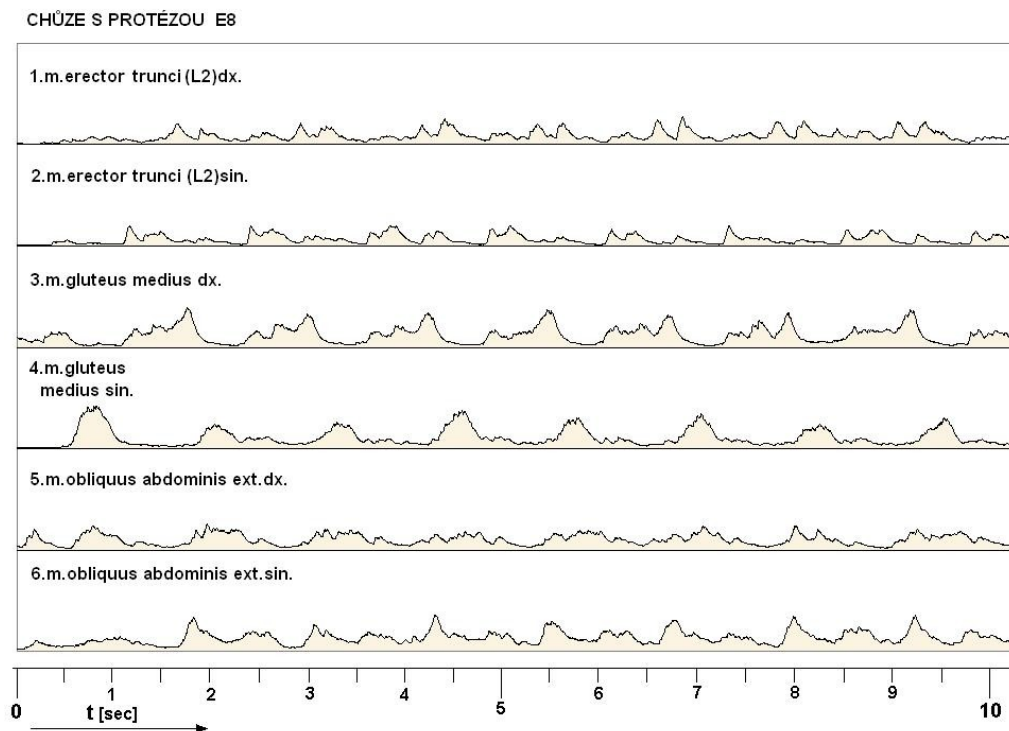


Obr. 15: Kritické místo 3

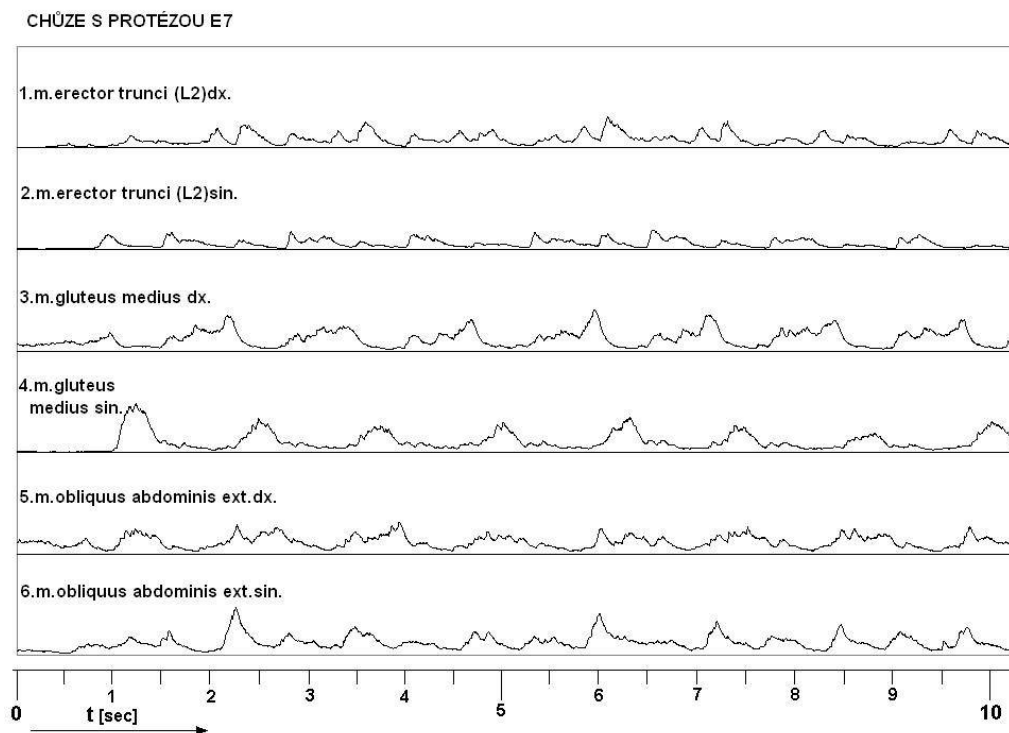


Obr. 16: Kritické místo 4

Na grafech 4 a 5 ukazujeme elektromyograf vybraných svalů v průběhu dvou měření chůze s protézou. Na každém grafu je zaznamenán průběh elektrické aktivity svalů v průběhu 7 kroků.



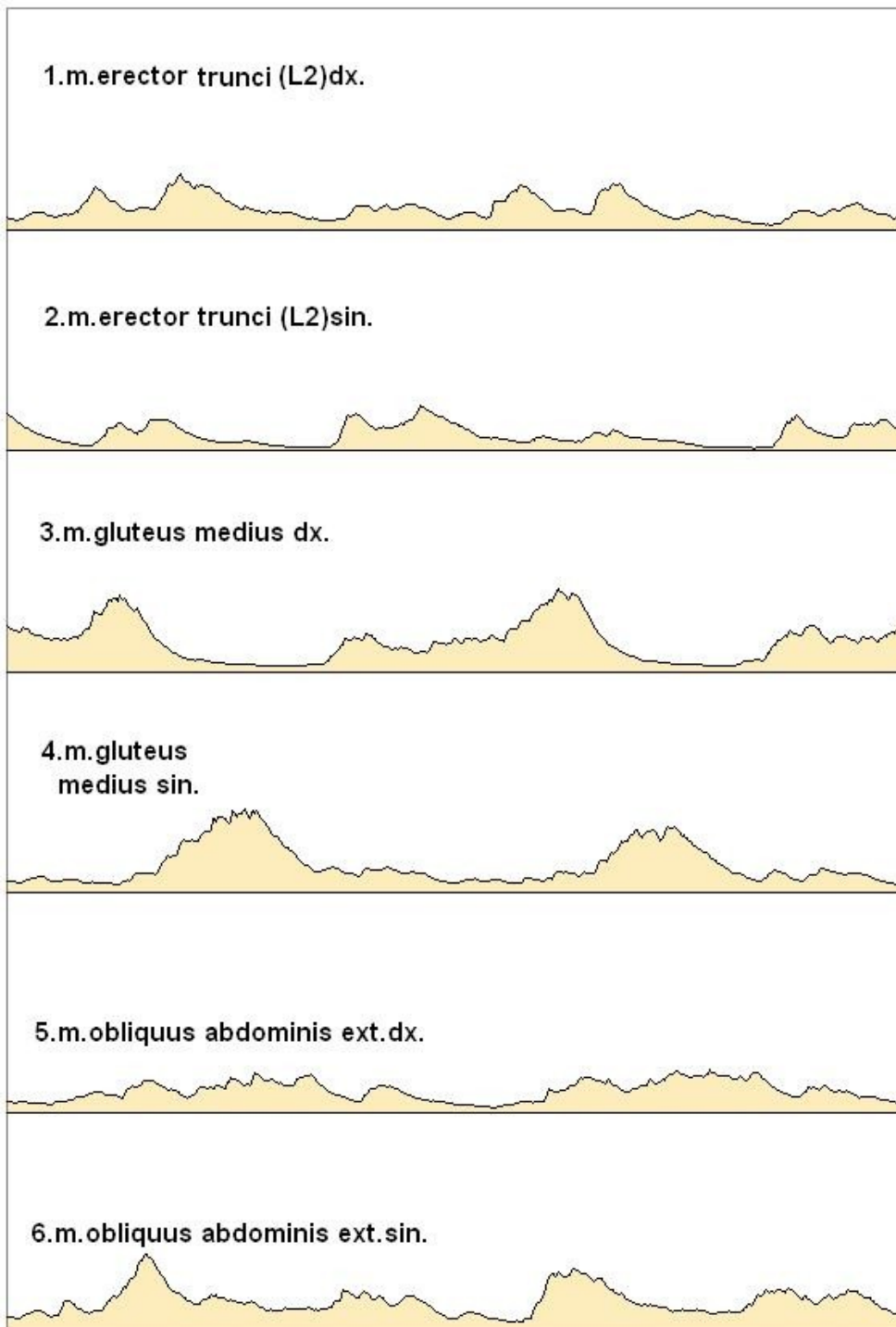
Graf 4: Elektromyograf chůze s protézou



Graf 5: Elektromyograf chůze s protézou

Z průběhu měření aktivity svalů jsme vybrali průběh zapojení vybraných svalů v jednom náhodně vybraném kroku. Aktivitu vybraných svalů ukazujeme na grafu 6.

E8 CHŮZE S PROTÉZOU 1 KROK



Graf 6: Průběh zapojení vybraných svalů v jednom náhodně vybraném kroku

5. Diskuse a závěr

Prvním cílem pilotní studie bylo ověřit zda metoda EMG umožňuje sledovat změny v zapojení jednotlivých vybraných svalů v chůzi člověka s jednostrannou nadkolenní amputací. Na grafech 1 a 2 (chůze o berlích) je vidět velmi slabá aktivita m. gluteus medius sin. na rozdíl od grafů 4 a 5, kde m. gluteus medius sin. vykazuje výrazné změny v el. aktivitě v průběhu sledované lokomoce (chůze s protézou). Na grafech 4 a 5 je rovněž vidět větší el. aktivita u obou břišních svalů (m. obliquus abdominis externus dx. a sin.) než na grafech 1 a 2. Srovnáme-li grafy 3 a 6 vidíme rozdílnou aktivitu u zádových svalů. Při chůzi s berlemi dochází k vyšší el. aktivitě m. erector trunci dx. než u m. erector trunci sin. (graf 3) na rozdíl od chůze s protézou (graf 6), kde dochází u obou vybraných svalů k podobné el. aktivitě.

Dalším dílčím úkolem bylo ověřit zda vybrané svaly ukazují na rozdíly mezi chůzí o berlích a s protézou. Na základě předchozího porovnání el. aktivity se ukazuje, že námi vybrané svaly ukazují rozdíly nejen mezi rozdílnou lokomocí, ale ukazují na nesymetrickou práci těla v oblasti pánve (rozdílná aktivita m. obliquus abdominis externus dx. a sin. v průběhu chůze o berlích i rozdílná aktivita m. gluteus medius sin. a dx. v průběhu chůze o berlích). Tyto rozdíly potvrzují správnost výběru svalů v oblasti pánve. Pro další výzkum doporučujeme tento výběr zachovat a popřípadě zkombinovat s dalšími svaly, například v oblasti pletence ramenního, pro sledování symetrie chůze.

Třetím dílčím cílem bylo ověřit, zda použitá jednoduchá videoanalýza umožňuje porovnání zapojení jednotlivých svalů ve sledované lokomoci. Použití videoanalýzy nám umožnilo objevit stejné polohy těla, ve kterých se sledovaná osoba nacházela v průběhu obou typů lokomoce. Tato místa se v literatuře označují „kritická místa“ v pohybu (Knudson a Morrison, 1997; Süss, 2006). Na základě naší studie definujeme tato čtyři kritická místa. V případě lokomoce o berlích jsou pouze tři z důvodu absence amputované končetiny.

První kritické místo:

Je poloha těla ve které dochází ke kontaktu zdravé dolní končetiny s podložkou. V obou případech lokomoce dochází ke kontaktu patou a poté pokračuje pohyb položením celého chodidla na zem.

Druhé kritické místo:

Okamžik kdy je tělo kolmo k zemi, je charakterizováno stojem na plném chodidle. Při chůzi o berlích dochází k prvnímu odlehčení berlí.

Třetí kritické místo:

Je odlišné pro lokomoci o berlích a s protézou. Pro chůzi s protézou je definováno v okamžiku prvního kontaktu protézy s podložkou. Při chůzi o berlích se toto kritické místo neobjevuje.

Čtvrté kritické místo:

O berlích je charakterizováno kontaktem berlí s podložkou a u lokomoce s protézou se jedná o dokončení odrazu zdravé nohy.

Poznámka: V kapitole výsledky jsou označena kritická místa jednotlivě pro oba typy lokomoce. V případě chůze o berlích jsme na základě výsledků definovali (a označili) tři kritická místa, v případě chůze s protézou jsou tato místa čtyři. Při hledání společných znaků jsme sloučili a označili původní třetí kritické místo v chůzi o berlích jako kritické místo čtvrté pro oba typy lokomoce.

Tento způsob videoanalýzy nám dále umožňuje časovou charakteristiku sledované lokomoce, ale neumožňuje stanovit rychlost pohybu sledované osoby. Stejně tak nastává problém, jak hodnotit změny v dílčích pohybech těla.

Tento nastíněný problém souvisí s posledním dílčím cílem, který jsme si v pilotní studii stanovili, zda použitá metoda EMG umožňuje sledovat velikost zatížení jednotlivých svalů. Ze zdrojových dat je sice možné vypočítat velikost plochy pod křivkou, ale není možné určit, zda se jedná o rozdílnou aktivitu z důvodů rozdílné lokomoce a nebo zda tyto rozdíly přičíst například rychlejšímu pohybu jednotlivých segmentů těla (i celkové rychlosti pohybu člověka). Proto pro další studie doporučujeme spojit EMG metodu s kinematickou analýzou. V případě posouzení změn v obou lokomocích bude pravděpodobně nutná prostorová (3D) analýza, protože dochází k rotaci trupu. A plošná analýza nedokáže postihnout například vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, ke které pravděpodobně při pohybu dochází.

Závěr: 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 zkombinovat s dalšími.
2. Pro analýzu chůze 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.

6. 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.
- DYLEVSKÝ, I. *Základy anatomie pro maséry*. 1. vydání. Praha: Triton, 2003. ISBN 80-7254-275-3.
- 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. *Evaluace 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, DV., MORRISON, GS. *Qualitative Analysis of Human Movement* Champaign III: Human Kinetics, 1997.
- KOLEKTIV AUTORŮ. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-258-1.

- KRAČMAR, B. *Funkční centrace kloubů při nastavení výchozí polohy při nácviku oblouků na lyžích*. Česká kinantropologie 2002, č. 1, s. 74 – 92.
- LÁNIK, V. *Kineziologie*. 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.
- 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.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.

Internetové odkazy:

Protetika Štěpánová a spol., s. r. o. [cit. 2007-07-20]. Dostupné na URL:
<<http://www.protetika-stepanova.cz>>